



Politechnika Wroclawska

---

Katedra Optyki i Fotoniki

Autoreferat

**Badania eksperymentalne i numeryczne modelowanie  
właściwości optycznych i geometrycznych  
przedniego segmentu oka**

dr inż. Damian Siedlecki

w związku z wnioskiem o przeprowadzenie przewodu habilitacyjnego

Wrocław 2016

## Spis treści

<b>1. Dane osobowe i kontaktowe</b> .....	4
<b>2. Opis badań naukowych w ramach wniosku habilitacyjnego</b> .....	5
2.1. Lista publikacji stanowiących podstawę wniosku wraz z określeniem osobistego wkładu autora	5
2.1.1. Artykuły naukowe .....	5
2.1.2. Patent.....	9
2.2. Omówienie celu naukowego i osiągniętych wyników .....	10
2.2.1. Wstęp .....	10
2.2.2. Topografia rogówki [H1, H2, H13] .....	11
2.2.3. Komora przednia [H3, H4] .....	15
2.2.4. Soczewka oczna [H5, H6, H7] .....	17
2.2.5. Soczewki wewnątrzgałkowe (pseudofakia) [H8, H9, H10, H11] .....	21
2.2.6. Dynamika zmian geometrii kąta tęczówkowo-rogówkowego [H12] .....	24
2.2.7. Literatura dodatkowa .....	25
<b>3. Aktywność naukowa</b> .....	28
3.1. Autorstwo i współautorstwo artykułów naukowych i wystąpień konferencyjnych przed uzyskaniem stopnia doktora.....	28
3.1.1. Artykuły naukowe .....	28
3.1.2. Komunikaty konferencyjne opublikowane w materiałach konferencyjnych indeksowanych w bazie Journal Citation Reports (JCR) .....	29
3.1.3. Pozostałe komunikaty i wystąpienia konferencyjne.....	29
3.1.4. Opis działalności naukowej przed uzyskaniem stopnia doktora .....	30
3.2. Autorstwo i współautorstwo artykułów naukowych i wystąpień konferencyjnych po uzyskaniu stopnia doktora.....	30
3.2.1. Artykuły naukowe opublikowane w czasopismach indeksowanych w bazie Web of Science	30
3.2.2. Artykuły naukowe opublikowane w pozostałych czasopismach .....	33
3.2.3. Komunikaty, które ukazały się w materiałach konferencyjnych indeksowanych w bazie Web of Science .....	33
3.2.4. Pozostałe komunikaty i wystąpienia konferencyjne.....	34
3.2.5. Opis działalności naukowej po uzyskaniu stopnia doktora, niezwiązanej z badaniami przedstawionymi w ramach wniosku habilitacyjnego .....	38
3.3. Zestawienie prac naukowych.....	39
3.4. Zestawienie prac i publikacji naukowych z uwzględnieniem Impact Factor i punktów MNiSW.	40
<b>4. Współpraca zagraniczna i krajowa</b> .....	41
<b>5. Stypendia i granty</b> .....	42

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

---

<b>6. Osiągnięcia dydaktyczne, popularyzujące naukę i organizacyjne .....</b>	<b>42</b>
6.1. Prowadzone zajęcia dydaktyczne .....	42
6.2. Opieka naukowa nad studentami.....	43
6.3. Działalność popularnonaukowa .....	44
6.4. Działalność organizacyjna .....	44
6.5. Działalność recenzencka .....	45

## 1. Dane osobowe i kontaktowe

### Dane osobowe

Imię i nazwisko: Damian Siedlecki  
Data urodzenia: 24 lutego 1978  
Miejsce urodzenia: Dzierżonów  
Stan cywilny: żonaty, dwoje dzieci

### Dane kontaktowe

Zespół Optyki Widzenia  
Katedra Optyki i Fotoniki  
Politechnika Wroclawska  
Wybrzeże Wyspiańskiego 27  
50-370 Wrocław  
e-mail: damian.siedlecki@pwr.edu.pl  
tel.: 71 320 36 13 fax: 71 328 36 96

### Wykształcenie

- 2005 doktor nauk fizycznych,  
temat pracy doktorskiej: „*Opracowanie i analiza uproszczonego modelu układu optycznego oka z uwzględnieniem aberracji oka rzeczywistego*”, Instytut Fizyki Politechniki Wrocławskiej.  
Promotor: prof. dr hab. Henryk Kasprzak;
- 2001 magister inżynier,  
temat pracy magisterskiej: „*Opracowanie układu do pomiaru topografii rogówki oka*”, Wydział Podstawowych Problemów Techniki Politechniki Wrocławskiej. Promotor: prof. dr. hab. Henryk Kasprzak;
- 1996 matura w I Liceum Ogólnokształcącym im. Jędrzeja Śniadeckiego w Dzierżonowie, klasa o profilu matematyczno-fizycznym.

### Przebieg kariery zawodowej

- 2008 - obecnie adiunkt naukowo-dydaktyczny, Katedra Optyki i Fotoniki (wcześniej: Instytut Fizyki) Politechniki Wrocławskiej, Zespół Optyki Widzenia kierowany przez prof. dr. hab. Henryka Kasprzaka;
- maj 2008 – wrzesień 2009 staż podoktorski w Instituto de Óptica „Daza de Valdés”, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Madryt, Hiszpania;
- lipiec – wrzesień 2006 staż podoktorski w Institute of Vision and Optics, University of Crete, Heraklion, Grecja;
- 2005 – 2008 asystent naukowo dydaktyczny, Instytut Fizyki Politechniki Wrocławskiej, Zespół Optyki Widzenia.

### Znajomość języków obcych

język angielski: dobra w mowie i piśmie  
język hiszpański: podstawowa  
język niemiecki: podstawowa

### Staż zagraniczne

maj 2008 – wrzesień 2009	staż podoktorski w Instituto de Óptica „Daza de Valdés”, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Madryt, Hiszpania, w ramach hiszpańskiego programu rządowego JAE-DOC;
lipiec – wrzesień 2006	staż podoktorski w Institute of Vision and Optics, University of Crete, Heraklion, Grecja, w ramach Research Training Network “SHARP-EYE: Adaptive Optics for Retinal Imaging and Improved Vision”, finansowany ze środków europejskich;
18 października – 1 listopada 2003 2 – 13 lutego 2004	dwa krótkoterminowe staże w Department of Biomedical Sciences, Bradford University, Bradford, Wielka Brytania, w ramach programu The British-Polish Young Scientists Programme (YSP) finansowanego ze środków British Council Poland oraz Komitet Badań Naukowych.

## 2. Opis badań naukowych w ramach wniosku habilitacyjnego

### 2.1. Lista publikacji stanowiących podstawę wniosku wraz z określeniem osobistego wkładu autora

#### Analiza bibliometryczna

Liczba artykułów naukowych:	<b>12</b>
Sumaryczny <i>Impact Factor</i> :	<b>23,056<sup>a</sup></b>
Liczba cytowań:	<b>213<sup>b</sup></b>
Liczba cytowań niezależnych:	<b>184<sup>b</sup></b>
Sumaryczny dorobek punktowy:	<b>356<sup>c</sup></b>
Liczba patentów:	<b>1</b>

<sup>a</sup> według bazy Web of Science, zgodnie z rokiem opublikowania.

<sup>b</sup> według Journal Citation Report, stan na 4.05.2016.

<sup>c</sup> dla publikacji wydanych w latach 2005-2012 – wg ujednoliconej listy czasopism ogłoszonej komunikatem MNiSW z dn. 25.06.2010, zgodnie z oceną parametryczną Uczelni w 2010 r.; dla publikacji wydanych w roku 2013 - wg listy ujednoliconej z dn. 20.12.2012; dla publikacji wydanych w roku 2014 - wg listy z dn. 17.12.2013; dla publikacji wydanych w roku 2015 – wg listy z dn. 31.12.2014. wraz ze zmianami z dnia 24.03.2015.

#### 2.1.1. Artykuły naukowe

##### H1. Optical coherence tomography for quantitative surface topography,

S. Ortiz, D. Siedlecki, L. Remon, S. Marcos

*Applied Optics* 2009;48(35):6708-6715.

IF = 1,410<sup>a</sup> Ilość cytowań: 38<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 32<sup>c</sup>

Współautorstwo pomysłu na przeprowadzenie badań mających na celu zastosowanie techniki koherentnej tomografii optycznej do pomiarów topograficznych oraz uzyskanie

danych eksperymentalnych metodą OCT, która do tej pory była wykorzystywana wyłącznie do celów obrazowania. Udział w przygotowaniu metodologii badań. Justowaniem układu optycznego OCT w domenie czasu. Udział w opracowaniu procedury kalibracji układu OCT oraz algorytmów do korekcji dystorsji polowej. Przeprowadzenie serii pomiarów topograficznych powierzchni opisanych w publikacji. Przeprowadzenie analizy porównawczej danych otrzymanych w ramach eksperymentu. Konsultacje otrzymanych wyników. Udział w przygotowaniu artykułu do publikacji obejmujący badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz udział w pracach nad redakcją tekstu.  
Szacowany wkład osobisty: 40%

## **H2. Corneal topography from spectral optical coherence tomography (sOCT),**

S. Ortiz, D. Siedlecki, P. Perez-Merino, N. Chia, A. de Castro, M. Szkulmowski, M. Wojtkowski, S. Marcos

*Biomedical Optics Express* 2011;2(12):3232-3247.

IF = 2,333<sup>a</sup> Ilość cytowań: 28<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 35<sup>c</sup>

Współautorstwo metody wyznaczania topografii rogówki z wykorzystaniem układu koherentnej tomografii optycznej. Przeprowadzenie kalibracji instrumentu opartej na opracowanych wcześniej numerycznych procedurach korekcji dystorsji optycznej i polowej. Konsultacje otrzymanych wyników. Udział w przygotowaniu artykułu do publikacji obejmujący badania literaturowe, autorstwo 4 ilustracji oraz udział w pracach nad redakcją tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 40%

## **H3. Three-dimensional ray tracing on Delaunay-based reconstructed surfaces,**

S. Ortiz, D. Siedlecki, L. Remon, S. Marcos

*Applied Optics* 2009;48(20):3886-3893.

IF = 1,410<sup>a</sup> Ilość cytowań: 12<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 32<sup>c</sup>

Współautorstwo pomysłu na opracowanie metody śledzenia biegu promieni przez układy optyczne zawierające powierzchnie opisane za pomocą danych dyskretnych. Udział w pracach nad opracowaniem algorytmów numerycznych. Przeprowadzenie symulacji na przykładach uwzględnionych w artykule. Przeprowadzenie analizy porównawczej wyników działania algorytmu będącego przedmiotem publikacji. Konsultacje otrzymanych wyników. Udział w przygotowaniu artykułu do publikacji obejmujący badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz udział w pracach nad redakcją tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 35%

## **H4. Optical distortion correction in Optical Coherence Tomography for quantitative ocular anterior segment by three-dimensional imaging,**

S. Ortiz, D. Siedlecki, I. Grulkowski, L. Remon, D. Pascual, M. Wojtkowski, S. Marcos

*Optics Express* 2010;18(3):2782-2796.

IF = 3,753<sup>a</sup> Ilość cytowań: 61<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 32<sup>c</sup>

Udział w przygotowaniu metodologii badań. Udział w pracach nad justowaniem układu optycznego OCT w domenie czasu. Udział w opracowaniu procedury kalibracji układu OCT

oraz algorytmów do korekcji dystorsji optycznej. Przeprowadzenie serii pomiarów topografii powierzchni opisanych w publikacji. Przeprowadzenie analizy porównawczej danych eksperymentalnych. Konsultacje otrzymanych wyników. Udział w przygotowaniu artykułu do publikacji obejmujący badania literaturowe, autorstwo 3 ilustracji oraz udział w pracach nad redakcją tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 35%

**H5. Distortions of the posterior surface in optical coherence tomography images of the isolated crystalline lens: effect of the lens index gradient,**

D. Borja, D. Siedlecki, A. de Castro, S. Uhlhorn, S. Ortiz, E. Arrieta, J.-M. Parel, S. Marcos, F. Manns

*Biomedical Optics Express* 2010;1(5):1331-1340.

IF = 2,333<sup>a</sup> Ilość cytowań: 18<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 35<sup>c</sup>

Autorstwo pomysłu na przeprowadzenie badań mających na celu oszacowanie wpływu gradientowego rozkładu współczynnika załamania w soczewce ocznej na kształt powierzchni tej soczewki zarejestrowany w obrazach OCT obarczonych dystorsją optyczną. Udział w opracowaniu metodologii badań. Przygotowanie procedur numerycznych z uwzględnieniem algorytmów śledzenia biegu promieni i przeprowadzenie symulacji obrazów OCT gradientowej soczewki ocznej. Przeprowadzenie analizy porównawczej wyników symulacji i obrazów OCT zarejestrowanych w ramach eksperymentu. Konsultacje otrzymanych wyników. Udział w przygotowaniu artykułu do publikacji obejmujący badania literaturowe, autorstwo 2 ilustracji oraz udział w pracach nad redakcją tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 45%

**H6. Age-dependent variation of the gradient index profile in human crystalline lenses,**

A. de Castro, D. Siedlecki, D. Borja, S. Uhlhorn, J.-M. Parel, F. Manns, S. Marcos

*Journal of Modern Optics* 2011;58(19-20):1781-1787.

IF = 1,170<sup>a</sup> Ilość cytowań: 17<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 27<sup>c</sup>

Autorstwo pomysłu na badania mające na celu rekonstrukcję parametrów rozkładu gradientowego współczynnika załamania na podstawie analizy zmian kształtu powierzchni soczewki ocznej w obrazach zarejestrowanych z wykorzystaniem techniki OCT w obecności dystorsji optycznej oraz oszacowanie zmian wartości tych parametrów wraz z wiekiem. Projekt eksperymentu i metodologii przeprowadzonych badań. Udział w opracowaniu algorytmu do rekonstrukcji optymalnych wartości parametrów rozkładu gradientowego w soczewce ocznej. Analiza i dyskusja otrzymanych wyników. Udział w redakcji tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 30%

**H7. Distortion correction of OCT images of the crystalline lens: gradient index approach,**

D. Siedlecki, A. de Castro, E. Gamba, S. Ortiz, D. Borja, S. Uhlhorn, F. Manns, S. Marcos, J.-M. Parel

*Optometry and Vision Science* 2012;89(5):E709-E718.

IF = 1,895<sup>a</sup> Ilość cytowań: 8<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 27<sup>c</sup>

Autorstwo pomysłu na opracowanie algorytmu korekcji dystorsji optycznej w obrazach OCT soczewki ocznej o niejednorodnym rozkładzie współczynnika załamania. Opracowanie takiego algorytmu obejmujące symulacje numeryczne oraz analizę statystyczną służącą do oceny efektywności algorytmu korekcji. Konsultacje otrzymanych wyników.

Przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 70%

#### **H8. Placement of a crystalline lens and intraocular lens: retinal image quality,**

D. Siedlecki, J. Nowak, M. Zając

*Journal of Biomedical Optics* 2006;11(5):054012.

IF = 2,870<sup>a</sup> Ilość cytowań: 11<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 32<sup>c</sup>

Przygotowanie modelu układu optycznego oka pseudofakijnego uwzględniającego różne geometrie i różne materiały soczewek wewnątrzgałkowych oraz jego implementacja w środowisku umożliwiającym symulacje oraz badania jakości odwzorowania.

Przeprowadzenie symulacji numerycznych mających na celu wykazanie wpływu lokalizacji soczewki na jakość odwzorowania. Konsultacje otrzymanych wyników. Przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 65%

#### **H9. Retinal images in a model of a pseudophakic eye with classic and hybrid intraocular lenses,**

D. Siedlecki, M. Zając, J. Nowak

*Journal of Modern Optics* 2008;55(4-5):653-669.

IF = 1,062<sup>a</sup> Ilość cytowań: 7<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 27<sup>c</sup>

Badania literaturowe na temat właściwości dyspersyjnych materiałów wykorzystywanych w produkcji soczewek wewnątrzgałkowych. Przygotowanie różnych modeli układu optycznego oka pseudofakijnego uwzględniającego różne geometrie i różne materiały soczewek wewnątrzgałkowych oraz jego implementacja w środowisku umożliwiającym symulacje oraz badania jakości odwzorowania. Przeprowadzenie symulacji numerycznych mających na celu znalezienie takich parametrów hybrydowej soczewki wewnątrzgałkowej, które pozwalałyby na zmniejszenie aberracji chromatycznej modelu do wartości odpowiadającej aberracji chromatycznej oka zdrowego. Konsultacje otrzymanych wyników. Przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 70%

#### **H10. On the longitudinal chromatic aberration of the intraocular lenses,**

D. Siedlecki, H. Ginis

*Optometry and Vision Science* 2007;84(10):984-989.

IF = 1,638<sup>a</sup> Ilość cytowań: 10<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 27<sup>c</sup>

Autorstwo pomysłu na przeprowadzenie badań mających na celu określenie właściwości chromatycznych soczewek wewnątrzgałkowych. Opracowanie metodologii badań. Montaż



układu pomiarowego oraz przeprowadzenie pomiaru ogniskowych soczewek wewnątrzgałkowych w powietrzu dla kilku długości fal. Analiza statystyczna otrzymanych wyników pomiaru ogniskowych i oszacowanie dyspersji chromatycznej materiałów, z których wykonane były soczewki użyte w eksperymencie. Oszacowanie wpływu otrzymanych właściwości dyspersyjnych na wielkość podłużnej aberracji chromatycznej oka pseudofakijnego. Przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 90%

#### **H11. In vivo longitudinal chromatic aberration of pseudophakic eyes,**

D. Siedlecki, A. Józwik, M. Zając, A. Hill-Bator, A. Turno-Kręcicka

*Optometry and Vision Science* 2014;91(2):240-246.

IF = 1,603<sup>a</sup> Ilość cytowań: 3<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 30<sup>c</sup>

Autorstwo pomysłu na przeprowadzenie badań *in vivo*. Opracowanie metodologii badań. Autorstwo projektu adaptacji klinicznego refraktometru do badań w świetle monochromatycznym dla różnych długości fali (modyfikacja oświetlacza refraktometru). Konsultacje z pracownikami Kliniki Okulistycznej Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu w sprawie badań na pacjentach. Przygotowanie ankiety informacyjnej dla pacjentów kliniki. Przeprowadzenie pomiarów na pacjentach. Analiza statystyczna otrzymanych danych oraz konsultacje na temat otrzymanych wyników. Przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 80%

#### **H12. Optical coherence tomography as a tool for ocular dynamics estimation,**

D. Siedlecki, W. Kowalik, H. Kasprzak

*BioMed Research International* 2015;Article ID 293693

IF = 1,579<sup>a</sup> Ilość cytowań: 0<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 20<sup>c,d</sup>

Opracowanie metodologii eksperymentu. Przeprowadzenie pomiarów na pacjentach *in vivo* (rejestracja sekwencji obrazów OCT) oraz analizy numerycznej zarejestrowanych sekwencji. Konsultacje w sprawie wykorzystywanych w badaniach algorytmów do obróbki obrazów oraz perspektyw ich implementacji do sekwencji zarejestrowanych w ramach niniejszych badań. Konsultacje na temat otrzymanych wyników. Przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 65%

### 2.1.2. Patent

#### **H13. Ortiz Egea Sergio, Marcos Celestino Susana, Siedlecki Damian, Dorronsoro Diaz Carlos:**

Numery patentu: WO2012146811-A1; ES2391510-A1; ES2391510-B1; EP2704095-A1; US2014107960-A1; JP2014512242-W; EP2704095-B1; ES2546076-T3. **Method for calibrating and correcting the scanning distortion of an optical coherence tomography system.**

Szczegóły patentu:

WO2012146811-A1, opublikowany: 01 listopada 2012, IPC: G06T-005/00, język: hiszpański  
ES2391510-A1, opublikowany: 27 listopada 2012, IPC: G06T-005/00, język: hiszpański

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

---

ES2391510-B1, opublikowany: 27 listopada 2012, IPC: G06T-005/00, język: hiszpański  
EP2704095-A1, opublikowany: 05 marca 2014, IPC: G06T-005/00, język: angielski  
US2014107960-A1, opublikowany: 17 kwietnia 2014, IPC: G01B-009/02, język: angielski  
JP2014512242-W, opublikowany: 22 maja 2014, IPC: A61B-003/10, język: japoński  
EP2704095-B1, opublikowany: 01 lipca 2015, IPC: G06T-005/00, język: angielski  
ES2546076-T3, opublikowany: 18 września 2015, IPC: G06T-005/00, język: hiszpański.

Patent jest wynikiem projektu realizowanego pod kierownictwem Susany Marcos w Instituto de Optica, Consejo Superior de Investigaciones Cientificas. Celem tego projektu było opracowanie metody pozyskiwania wiarygodnych danych ilościowych dotyczących geometrii przedniego segmentu oka za pomocą koherentnej tomografii optycznej (OCT). Mój wkład obejmuje współautorstwo pomysłu, udział w przygotowaniu metodologii badań, opracowanie procedury kalibracji układu OCT, jej zastosowanie, konsultacje otrzymanych wyników oraz ich interpretacja.

Szacowany wkład osobisty: 30%

<sup>a</sup> według bazy Web of Science, zgodnie z rokiem opublikowania.

<sup>b</sup> według Journal Citation Report, stan na 4 maja 2016.

<sup>c</sup> dla publikacji wydanych w latach 2005-2012 – wg ujednoliconej listy czasopism ogłoszonej komunikatem MNiSW z dn. 25.06.2010, zgodnie z oceną parametryczną Uczelni w 2010 r.; dla publikacji wydanych w roku 2013 - wg listy ujednoliconej z dn. 20.12.2012; dla publikacji wydanych w roku 2014 - wg listy z dn. 17.12.2013; dla publikacji wydanych w roku 2015 – wg listy z dn. 31.12.2014. wraz ze zmianami z dnia 24.3.2015.

<sup>d</sup> do 2012 roku czasopismo miało tytuł *Journal of Biomedicine and Biotechnology*. W 2013 roku zmieniło ono tytuł na *BioMed Research International*, jednak w zestawieniu czasopism punktowanych z dnia 31.12.2014 ze zmianami figuruje wciąż pod starym, nieaktualnym już tytułem; natomiast w zestawieniu czasopism punktowanych z dnia 23.12.2015 figurują dwa tytuły tego samego czasopisma o różnej liczbie przyznanych punktów; w zestawieniu przyjęłem wartość niższą.

## 2.2. Omówienie celu naukowego i osiągniętych wyników

Celem naukowym cyklu prac stanowiących podstawę wniosku habilitacyjnego było zastosowanie dostępnych metod i technik pomiarowych oraz opracowanie nowatorskich narzędzi i procedur obliczeniowych, mających solidne podstawy fizyczne, w celu uzyskania wiarygodnych informacji na temat parametrów geometrycznych (kształtu, topografii powierzchni, grubości) i optycznych (współczynnika załamania, mocy optycznej) poszczególnych elementów przedniego segmentu oka, mających decydujące znaczenie przy powstawaniu obrazu siatkówkowego.

### 2.2.1. Wstęp

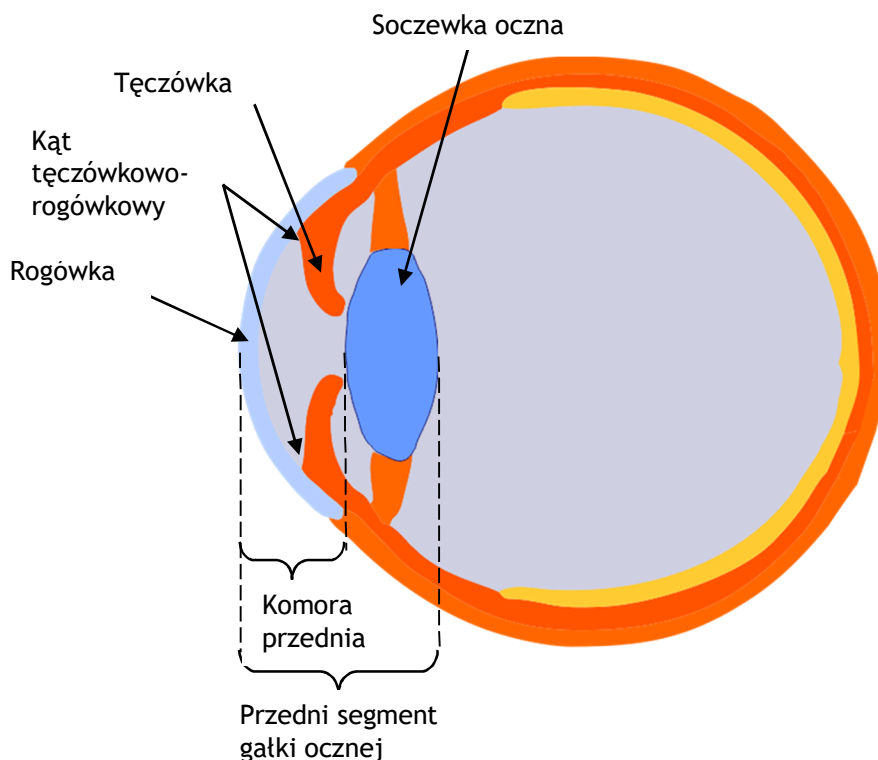
Oko ludzkie nie tylko dostarcza do mózgu bardzo wielu informacji o otaczającym świecie, ale również samo w sobie stanowi źródło informacji o stanie układu wzrokowego człowieka. Do badań jego właściwości stosowane są różne techniki – przede wszystkim optyczne, które są najmniej inwazyjne.

Z fizycznego (optycznego) punktu widzenia, najważniejszą częścią gałki ocznej jest jej przednia część określana mianem przedniego segmentu oka (ang.: *anterior segment of the eye*). Przedni segment oka obejmuje wszystkie struktury jego anatomii znajdujące się pomiędzy przednią powierzchnią rogówki, a tylną powierzchnią soczewki ocznej (Rysunek 1). To właśnie w obrębie przedniego segmentu oka, na powierzchniach stanowiących granice pomiędzy poszczególnymi ośrodkami optycznymi oka dochodzi

do załamania promieni i to właśnie tu formowana jest zbieżna wiązka promieni docierająca do siatkówki i tworząca obraz siatkówkowy. To właśnie od właściwości tych powierzchni zależą aberracje układu optycznego oka, mające ogromny wpływ na szeroko pojętą jakość widzenia.

Z tego względu, precyzyjne określenie parametrów zarówno geometrycznych (kształt, topografia powierzchni), jak i optycznych (współczynnik załamania, właściwości dyspersyjne) poszczególnych elementów składających się na przedni segment oka jest niezwykle istotne i stanowi przedmiot wielu badań i opracowań naukowych. Opracowanie jak najbardziej wiarygodnych metod diagnostycznych tej części oka, a także mających solidne podstawy fizyczne numerycznych algorytmów do analizy danych uzyskanych przy pomocy zaawansowanych metod diagnostycznych, służy coraz lepszemu poznaniu oka, a nawet całego układu wzrokowego.

W swoich badaniach opisanych w publikacjach [H1-H13], stanowiących podstawę wniosku habilitacyjnego, zająłem się zarówno pomiarami parametrów optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka, jak i jego modelowaniem, a także opracowaniem numerycznych metod analizy danych, których celem jest pozyskanie ilościowej informacji na temat elementów przedniego segmentu oka.



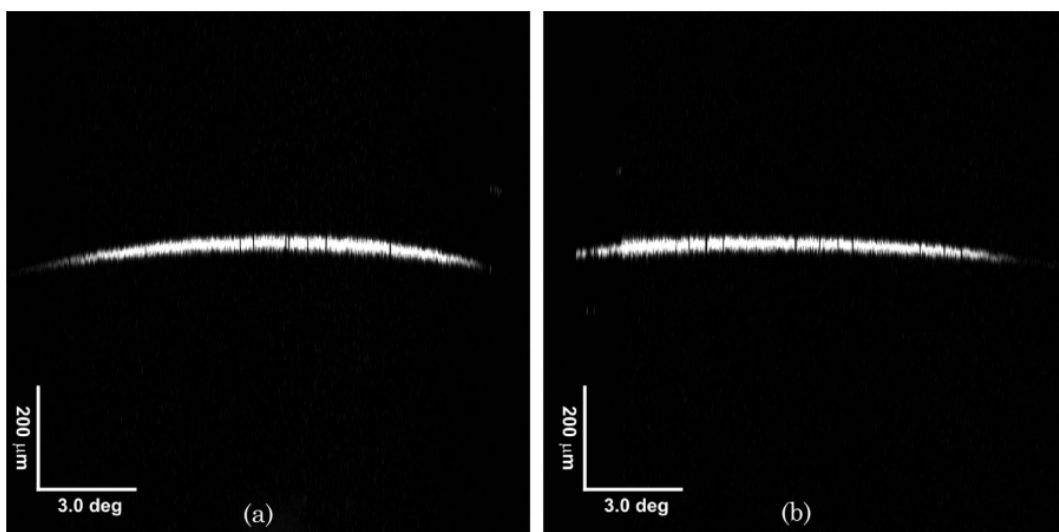
**Rysunek 1** Budowa gałki ocznej. Na rysunku zaznaczono elementy będące przedmiotem badań naukowych opisanych w publikacjach stanowiących podstawę wniosku habilitacyjnego.

### 2.2.2. Topografia rogówki [H1, H2, H13]

Pierwszym elementem przedniego segmentu oka, który pełni niezwykle istotną rolę w tworzeniu obrazu siatkówkowego jest rogówka. Ze względu na fakt, że wraz z pokrywającym ją filmem łzowym stanowi ona najbardziej zewnętrzną część układu optycznego oka, około 70% całkowitej mocy układu optycznego oka stanowi moc optyczna przedniej powierzchni rogówki. Właśnie dlatego od jej kształtu (topografii) w dużej mierze zależą aberracje układu optycznego oka i związana z nimi jakość obrazu siatkówkowego oraz jakość widzenia.

Rozwój coraz to dokładniejszych i coraz bardziej wiarygodnych metod pomiaru topografii rogówki jest ściśle związany z rozwojem technologii soczewek kontaktowych oraz chirurgicznych metod korekcji wad refrakcji. Znakomita większość obecnie stosowanych instrumentów do pomiaru topografii rogówki (tzw. topografów lub wideokeratometrów) oparta jest na XIX-wiecznej metodzie polegającej na rzutowaniu na rogówkę koncentrycznego wzoru (nazywanego pierścieniami Placido) i obserwacji wielkości obrazów poszczególnych pierścieni powstających przez odbicie od pierwszej powierzchni rogówki, a dokładniej od warstwy filmu łzowego. Inną techniką stosowaną również w diagnostyce okulistycznej, jest metoda oparta na znanej z fotografii zasadzie Scheimpfluga. Metoda ta odnosi się do przypadku, w którym obrazowana płaszczyzna znajduje się pod kątem do płaszczyzny, w której powstaje obraz fotografowanej struktury. Rejestracji obrazów przedniego segmentu oka w technice Scheimpfluga dokonuje się w różnych przekrojach merydionalnych (południkowych) rogówki. Pozyskuje się z nich informacje na temat kształtu rogówki w danym przekroju, które następnie skleja się w całość, co umożliwi przedstawienie kształtu rogówki w formie mapy topograficznej.

Alternatywą dla przytoczonych powyżej metod pomiaru topografii rogówki może być koherentna tomografia optyczna (ang.: *optical coherence tomography*, OCT). Ta interferencyjna metoda, opisana po raz pierwszy w 1991 roku [L1,L2], jest obecnie prawdopodobnie najszybciej rozwijającą się diagnostyczną techniką obrazowania w medycynie. Ciągły rozwój tej metody, nierozzerwalnie związany z rozwojem instrumentarium [L3,L4,L5,L6], umożliwił akwizycję danych nie tylko z coraz większą szybkością, ale również z coraz większą rozdzielczością i coraz większym zakresem osiowym. Wszystko to, w połączeniu z rozwojem zaawansowanych numerycznych technik analizy obrazów tomograficznych, [L7,L8,L9,L10] skutkuje ciągłym poszukiwaniem coraz to nowych zastosowań dla techniki OCT.



**Rysunek 2** Obrazy OCT płaskiego zwierciadła wykonane w dwóch wzajemnie prostopadłych kierunkach: (a) wzdłuż kierunku  $x$  i (b) wzdłuż kierunku  $y$ . W obrazach tych wyraźnie widoczne jest zakrzywienie płaskiej powierzchni będące efektem istnienia dystorsji polowej. Obrazy są eksperymentalnym dowodem na to, że wielkość zakrzywienia obrazu (dystorsji) jest różna w różnych kierunkach. Rysunek pochodzi z pracy [H1].

W miarę rosnącego zainteresowania techniką OCT, wspólnie z członkami zespołu Visual & Biophotonics Lab przy Consejo Superior de Investigaciones Cientificas w Madrycie, postanowiliśmy wykorzystać układ koherentnej tomografii optycznej do uzyskania map topograficznych przedniej powierzchni rogówki. Wiązało się to z opracowaniem metody uzyskiwania informacji ilościowej z trójwymiarowych danych OCT przedniego segmentu oka. Jeszcze w 2008 roku taka ilościowa informacja uzyskiwana za pomocą stosowanych w okulistyce instrumentów OCT była ograniczona tylko do osiowych

odległości pomiędzy poszczególnymi strukturami gałki ocznej: centralnej grubości rogówki [L11,L12], głębokości komory przedniej [L13,L14] lub kąta tęczęwoko-rogówkowego [L15]. W dodatku, dokładność tych pomiarów zależała wprost od osiowej rozdzielczości urządzenia oraz znajomości grupowego współczynnika załamania danego ośrodka oka dla długości fali wykorzystywanej w pomiarach. I chociaż tomografia optyczna znalazła już szerokie zastosowanie w pomiarach pachymetrycznych (t.j. grubości rogówki) [L16,L17] i biometrycznych (t.j. długości gałki ocznej) [L18,L19], to wykorzystanie jej do pomiarów topografii rogówki było mocno utrudnione [L20].

Taki stan rzeczy był spowodowany obecnością ograniczenia w postaci tzw. **dystorsji polowej** (ang.: *fan distortion* lub *field distortion*), zjawiska objawiającego się zafałszowaniem relacji geometrycznych najbardziej zewnętrznych struktur obrazowanych za pomocą koherentnej tomografii optycznej, w skutek czego płaskie powierzchnie w obrazach OCT wydają się być zakrzywione (Rysunek 2). Wy tłumaczenia tego zjawiska należało szukać w a) architekturze układu skanerów [L22,L23] używanych w tomografach optycznych, w których ma miejsce separacja przestrzenna zwierciadeł odpowiedzialnych za odchylenie wiązki skanującej w kierunku poziomym i pionowym; b) projekcie, lokalizacji i dokładności wyjustowania soczewki kolimującej względem zwierciadeł skanera. Przeprowadzone przez nas symulacje numeryczne **[H1]** potwierdziły te przypuszczenia i pokazały, że dla danej długości ogniskowej soczewki kolimującej, wielkość dystorsji polowej w znacznym stopniu zależy od osiowej odległości między zwierciadłami oraz odległości soczewki od układu skanującego. Udało się nam również udowodnić, że dla danej separacji pomiędzy zwierciadłami, można znaleźć taką pozycję soczewki kolimującej, która pozwoli na minimalizację dystorsji polowej, jednak nie da się jej w ten sposób całkowicie wyeliminować. Pokazaliśmy również, iż obrazów OCT danego przedmiotu nie można traktować jako jego reprezentacji w kartezjańskim układzie współrzędnych  $(x, y, z)$ , ale raczej w układzie współrzędnych  $(\theta, \varphi, L)$ , gdzie  $L$  oznacza drogę optyczną wzdłuż promienia w danym przekroju, natomiast  $(\theta, \varphi)$  są kątami (odpowiednio: w płaszczyźnie poziomej i pionowej) zwierciadeł skanera, które można w sposób jednoznaczny powiązać ze współrzędnymi promieni skanujących, docierających do obrazowanej próbki.

Takie podejście stało się podstawą do opracowania numerycznej metody kalibracji układu OCT, polegającej na eksperymentalnym wyznaczeniu wielkości dystorsji polowej oraz numerycznej korekcji dystorsji, która została po raz pierwszy opisana w pracy **[H1]**. Obrazy OCT na potrzeby badań przedstawionych w tej pracy zarejestrowano na samodzielnie złożonym układzie OCT w domenie czasu (TdOCT, ang.: *time domain optical coherence tomography*). Układ ten był wyposażony w kanał konfokalny, który dawał możliwość optymalnego ustawienia badanej próbki względem układu optycznego (optymalizacja stosunku sygnału do szumu) oraz umożliwiał rejestrację obrazów konfokalnych. Rejestracja obrazów konfokalnych dwuwymiarowych siatek periodycznych oraz ich precyzyjna analiza były jednym z istotnych etapów kalibracji. W pracy **[H1]** udało mi się również wykazać bardzo dużą efektywność tej metody na przykładzie sferycznych elementów optycznych, wykonanych z tworzyw sztucznych o znanych promieniach krzywizn. Przedstawiona w publikacji metoda kalibracji i korekcji dystorsji polowej będąca efektywnym narzędziem wyznaczania map topograficznych powierzchni otrzymała międzynarodową ochronę patentową **[H13]**.

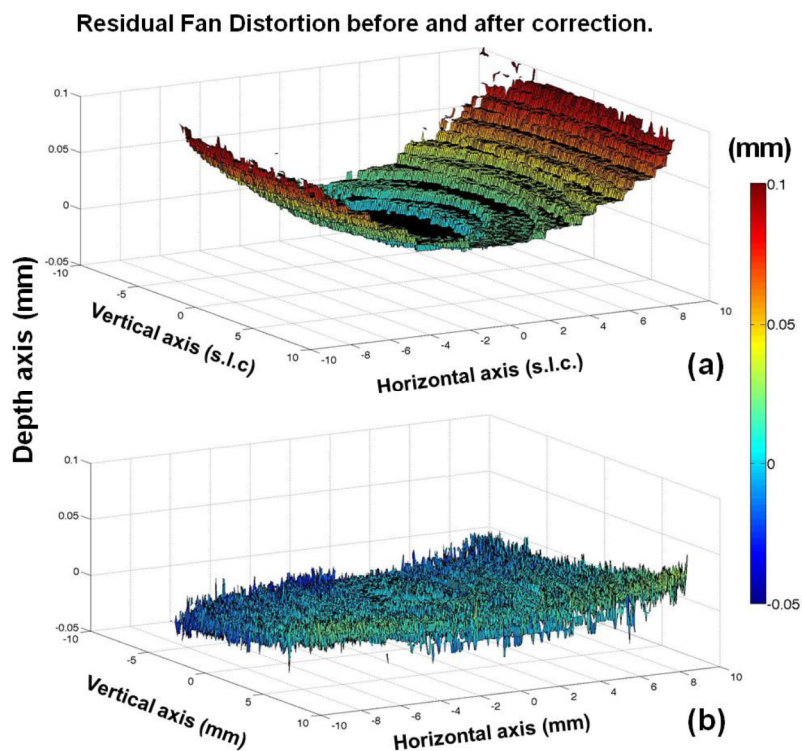
W kolejnej pracy **[H2]**, opracowaną z moim udziałem metodę kalibracji udało się z powodzeniem zastosować dla układu spektralnego OCT (SOCT, ang.: *spectral optical coherence tomography*), rozwiniętego we współpracy z Zespołem Optycznego Obrazowania Biomedycznego przy Uniwersytecie Mikołaja Kopernika w Toruniu. Ponieważ w układzie tym niemożliwa była realizacja kanału konfokalnego, dlatego do celów reprezentacji badanej powierzchni we współrzędnych kartezjańskich posłużyłem się 2-wymiarowymi obrazami *en face* siatki o znanym okresie, otrzymanymi z trójwymiarowych danych OCT tej siatki dzięki zsumowaniu intensywności uzyskanych wzdłuż każdego A-skanu z osobna. Umożliwiło



dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

to wyznaczenie kształtu dystorsji polowej układu SOCT (Rysunek 3) oraz wyznaczenie topografii powierzchni elementów wykonanych z tworzyw sztucznych.



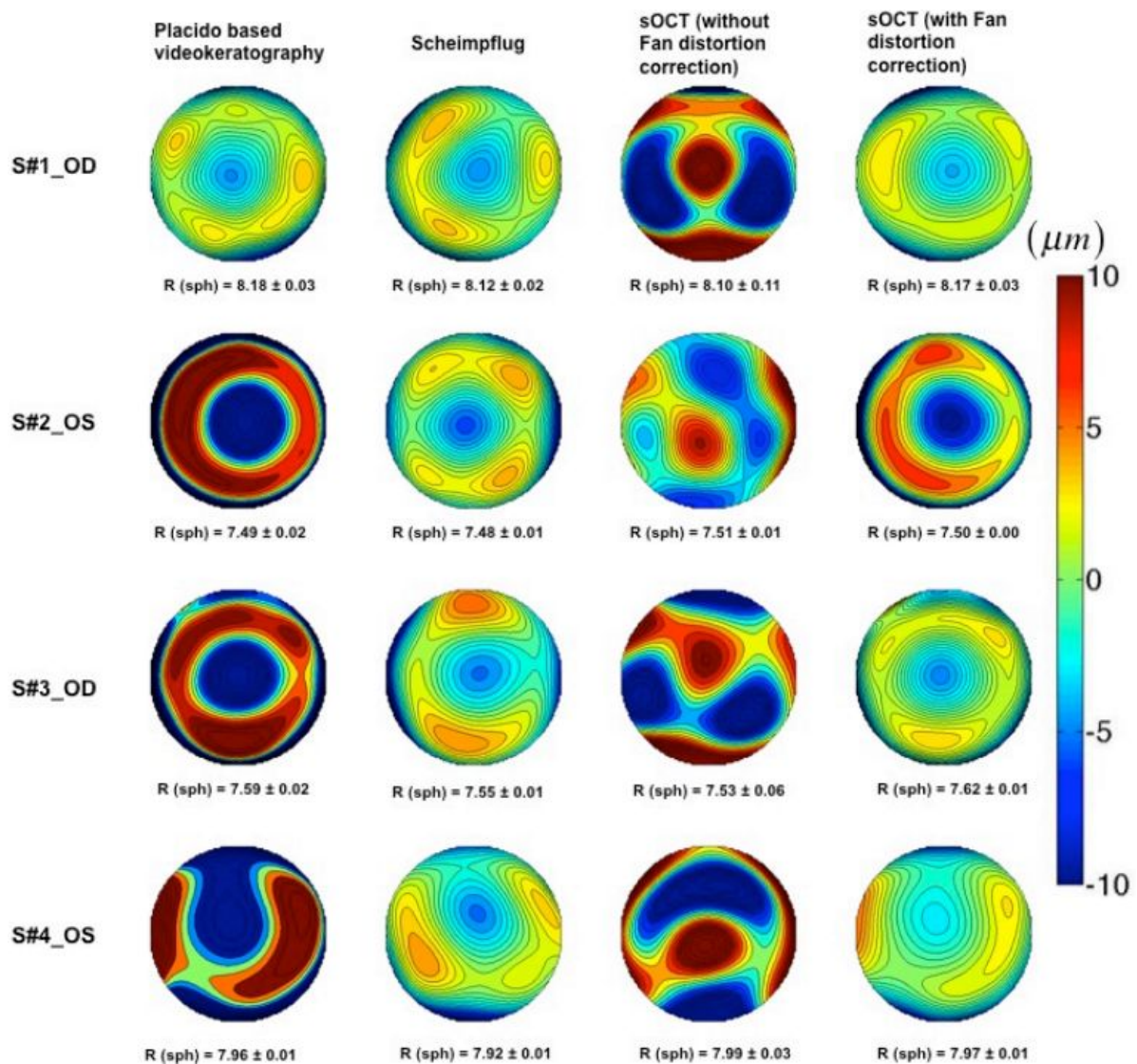
**Rysunek 3** (a) Mapa dystorsji polowej zarejestrowana dla płaskiej powierzchni elementu optycznego za pomocą spektralnego OCT. Powierzchnia jest reprezentowana w lokalnym układzie współrzędnych urządzenia OCT (ang.: *system local coordinates, s.l.c.*); (b) szczątkowa dystorsja polowa po procedurze korekcji reprezentowana już w kartezjańskim układzie współrzędnych. Rysunek pochodzi z pracy [H2].

To właśnie możliwość zastosowania tej samej procedury kalibracji spektralnego tomografu optycznego i eliminacji dystorsji polowej z 3-wymiarowych danych OCT umożliwiła zastosowanie koherentnej tomografii optycznej do pomiarów topograficznych rogówki *in vivo*. W przypadku tomografii optycznej w domenie czasu nie było to możliwe ze względu na bardzo długi czas akwizycji danych, w porównaniu do szybkości ruchów gałki ocznej (zebranie pełnej informacji 3-D o jednej powierzchni w układzie TdOCT na potrzeby pracy [H1] zajmowało nawet około minuty). Tymczasem w układzie opartym na technologii spektralnej OCT czas rejestracji danych 3-D był krótszy niż 0,8 sekundy. Taki czas akwizycji był efektem kompromisu pomiędzy częstością próbkowania w kierunku poprzecznym a obecnością ewentualnych artefaktów związanych z ruchem gałki ocznej. Wyniki pomiarów topografii rogówki uzyskane za pomocą skalibrowanego SOCT wykazują dużą zbieżność z wynikami uzyskanymi za pomocą komercyjnych urządzeń do pomiarów topografii rogówki (Rysunek 4).

Opracowana i opisana w pracach [H1,H2,H13] metoda kalibracji układu OCT i korekcji dystorsji polowej okazała się istotnym krokiem w badaniach nad pozyskiwaniem z danych OCT – oprócz informacji jakościowej – również informacji ilościowej na temat geometrii obrazowanych struktur. I chociaż sama dystorsja polowa dotyczy najbardziej zewnętrznych elementów oka, tzn. przedniej powierzchni rogówki, to jej korekcja jest niezbędnym etapem również przy wyznaczaniu kształtu elementów znajdujących się wewnątrz gałki ocznej, tzn. tylnej powierzchni rogówki i przedniej powierzchni soczewki.

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”



Rysunek 4 Mapy różnic pomiędzy rzeczywistą topografią rogówki a sferą odniesienia, wyznaczone dla 4 różnych oczu z wykorzystaniem różnych technik i instrumentów. Od lewej: metoda pierścieni Placido, metoda obrazowania Scheimpfluga, SOCT przed korekcją dystorsji polowej, metoda SOCT po zastosowaniu algorytmu kalibracji i korekcji dystorsji polowej. Pod mapami podane są wartości promieni krzywizn sfer odniesienia. Rysunek pochodzi z pracy [H2].

### 2.2.3. Komora przednia [H3, H4]

Charakterystyczną cechą tomografii optycznej, podobnie jak każdej innej techniki interferencyjnej, jest to, że zarejestrowane za pomocą tej techniki „surowe”, tzn. niepoddane żadnej obróbce dane, niosą ze sobą informacje o drodze optycznej w obrębie obrazowanej struktury. Oznacza to, że obrazy OCT są tak naprawdę wizualizacją drogi optycznej, jaką pokonuje promień biegnący wewnątrz próbki, a nie jego drogi geometrycznej. Jak pokazałem w pracy [H1], każdy pojedynczy A-skan OCT, stanowiący jedną linię w obrazie OCT (tzw. B-skane) lub skanie trójwymiarowym, zawiera informację na temat „historii” promienia skanującego, czyli informację o zmianach współczynnika załamania/odbicia/rozpraszania światła wzdłuż jego biegu. Tymczasem informacja na temat miejsca w przestrzeni, gdzie zmiany te następują jest podana nie wprost. W praktyce oznacza to, że zarejestrowane dane OCT oka nie uwzględniają efektów refrakcyjnych zachodzących na rogówce i soczewce, a same obrazy OCT stanowią jedynie graficzną reprezentację drogi optycznej pokonywanej przez wiązki skanujące. Właśnie dlatego w obrazach OCT obserwuje się bardzo znaczące, choć wcale nie przypadkowe, zafałszowanie relacji

geometrycznych obrazowanych struktur. W literaturze naukowej efekt ten jest określany mianem **dystorsji optycznej** (ang.: *optical distortion*).

W sytuacji, gdy celem badań jest pozyskanie informacji ilościowej na temat kształtu obrazowanych elementów gałki ocznej, tzn., tylnej powierzchni rogówki, przedniej powierzchni soczewki, dystorsja optyczna staje się efektem niepożądanym, prowadzącym do zafałszowania danych i zdecydowanie wymagającym korekcji.

Na potrzeby procedury numerycznej korekcji dystorsji optycznej, wspólnie z członkami zespołu Visual & Biophotonics Lab przy Consejo Superior de Investigaciones Cientificas w Madrycie, opracowałem algorytm wyznaczania biegu promieni przez powierzchnie optyczne zadane w postaci dyskretnych punktów **[H3]**. Algorytm ten w pewnym stopniu bazuje na metodzie elementów skończonych (ang.: *finite element method, FEM*), ponieważ powierzchnia optyczna o dowolnej geometrii, określona za pomocą dyskretnych punktów należących do niej, jest poddawana triangulacji Delaunay i przybliżana za pomocą płaskich trójkątów w przestrzeni trójwymiarowej. Trójkąty te są opisywane za pomocą współrzędnych wektorów charakterystycznych, normalnych do nich. Dzięki temu problem wyznaczenia kierunku promienia odbitego od powierzchni lub załamane go na niej sprowadza się do wskazania (tzn. numerycznego wyznaczenia) trójkąta, który zawiera punkt padania promienia na powierzchnię. Wektorowe prawo odbicia lub załamania można wówczas obliczyć w oparciu o współrzędne wektora promienia padającego, współrzędne wektora normalnego, charakterystycznego dla wskazanego trójkąta oraz współczynnika załamania ośrodków znajdujących się przed i za powierzchnią. Efektywność zaproponowanego algorytmu została przeze mnie przetestowana pod kątem dokładności i czasu trwania obliczeń. Otrzymane wyniki pokazały, że opisana metoda, dzięki temu, że powierzchnie optyczne mogą być zadawane w postaci dyskretnych punktów pochodzących na przykład z rekonstrukcji danych trójwymiarowych powierzchni zobrazowanej za pomocą techniki OCT, mogła zostać z powodzeniem wykorzystana jako narzędzie przy opracowywaniu procedury korekcji danych OCT pod kątem dystorsji optycznej.

Naturalnym kolejnym krokiem było opracowanie numerycznej metody korekcji dystorsji optycznej na potrzeby rekonstrukcji geometrii wewnętrznych elementów oka. Właśnie dlatego w kolejnej pracy **[H4]** zaproponowaliśmy algorytm do korekcji dystorsji polowej dla trójwymiarowych danych OCT. Na procedurę korekcji składały się cząstkowe algorytmy: a) kalibracji urządzenia i korekcji dystorsji polowej **[H1,H2,H13]**, b) odsumiania danych OCT, c) segmentacji powierzchni zrekonstruowanych na podstawie danych OCT, d) śledzenia biegu promieni przez powierzchnie zadane w sposób dyskretny **[H3]**. Opracowana metoda zakładała znajomość *a priori* grupowych współczynników załamania ośrodków rogówki i cieczy wodnistej dla długości fali użytej podczas rejestracji danych OCT. Dane te, obarczone zarówno dystorsją polową, jak i optyczną, po wstępnym odsumieniu i poprawieniu kontrastu zostały poddane segmentacji celem identyfikacji kolejnych powierzchni oraz wyznaczenia drogi optycznej pomiędzy nimi. Geometria najbardziej zewnętrznej powierzchni była szacowana na podstawie znajomości dystorsji polowej urządzenia. Geometria ta wraz z danymi na temat wiązki promieni skanujących o kierunkach wyznaczonych wstępnie dzięki kalibracji urządzenia stanowiły dane wejściowe do algorytmu śledzenia biegu promieni przez pierwszą powierzchnię. W ten sposób możliwe jest wyznaczenie wektorów kierunkowych promieni, reprezentowanych przez każdy z A-skanów składających się na tomogram, po załamaniu na pierwszej powierzchni. Następnie wzdłuż tych kierunków należy odłożyć odcinki o długościach równych drodze optycznej wyznaczonej z odpowiednich A-skanów, podzielonej przez współczynnik załamania ośrodka. W efekcie końce tych odcinków, po złożeniu, dają informację o kształcie kolejnej powierzchni obrazowanej struktury.



Skuteczność metody została przetestowana na sztucznym modelu oka o znanych parametrach geometrycznych oraz na oku świni *in vitro* oraz oku ludzkim *in vivo*. Uzyskane wyniki porównano z danymi nominalnymi (dla modelu oka) oraz z danymi z komercyjnej kamery Scheimpfluga (dla oka *in vitro* oraz oka *in vivo*). Analiza porównawcza pokazała dużą efektywność zaproponowanej przez nas metody na przykładzie rekonstrukcji tylnej powierzchni rogówki, gdzie różnice pomiędzy urządzeniem komercyjnym, a skorygowanymi danymi OCT oszacowano na poziomie około 1%. Tym samym udało się udowodnić, iż korekcja dystorsji optycznej w ujęciu trójwymiarowym ma decydujące znaczenie dla ilościowej analizy danych OCT przedniego segmentu oka oraz umożliwia wiarygodną rekonstrukcję wewnętrznych powierzchni oka. Wnioski te zostały później potwierdzone również dla soczewki ocznej [L24,L25].

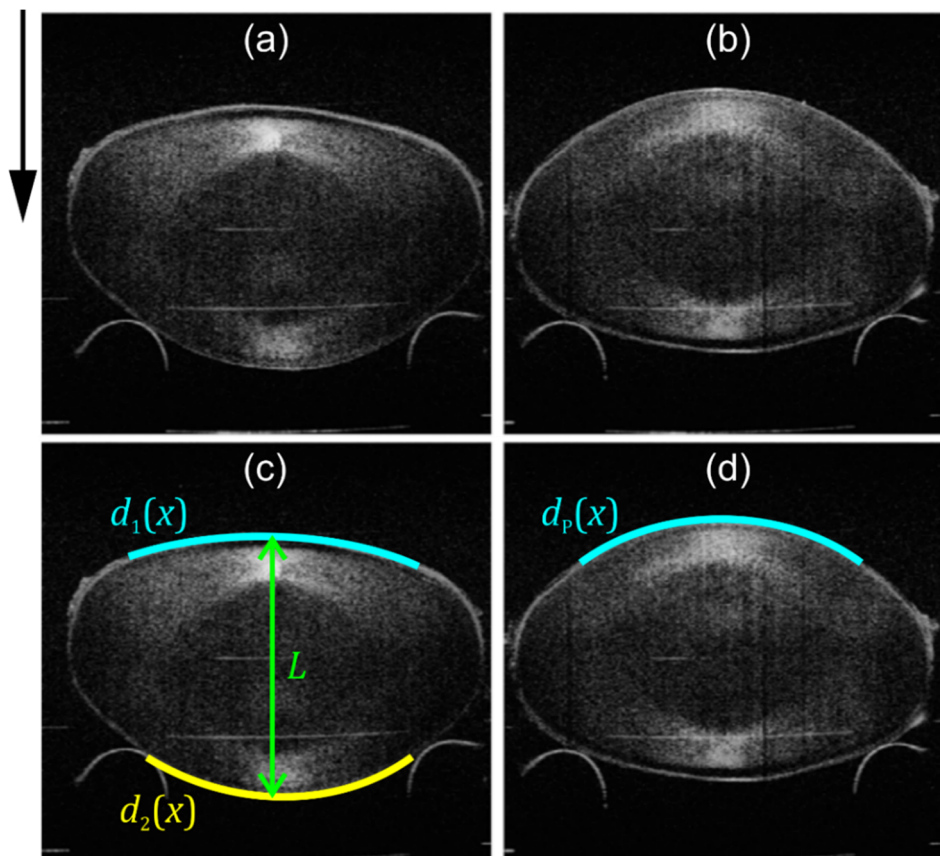
#### 2.2.4. Soczewka oczna [H5, H6, H7]

W sytuacji, gdy celem badań jest rekonstrukcja geometrii przedniego segmentu oka na podstawie trójwymiarowych danych OCT, dystorsja optyczna jest zawsze zjawiskiem niepożądanym, które w sposób istotny zniekształca informację na temat wewnętrznych struktur gałki ocznej. Możliwe jest jednak całkowicie odmienne podejście: skoro tomografia optyczna przedstawia informację na temat drogi optycznej, to w przypadku danych OCT ośrodka niejednorodnego, o gradientowym rozkładzie współczynnika załamania, kształt powierzchni zniekształconej w wyniku dystorsji optycznej powinien zawierać informację o rozkładzie współczynnika załamania wewnątrz takiego elementu. Kształt takiej powierzchni obciążonej dystorsją w przypadku elementu jednorodnego powinien być istotnie inny, niż w przypadku ośrodka gradientowego. Odkrycie to miałoby szczególną wartość w przypadku wciąż nie do końca poznanej, ze względu na swoje położenie, niedostępność i zmienność z wiekiem, soczewki ocznej.

Takie spostrzeżenie stało się punktem wyjścia do serii badań nad kolejnym elementem wchodzącą w skład przedniego segmentu oka, czyli soczewki ocznej. Ich celem było opracowanie metody uzyskiwania informacji o rozkładzie współczynnika załamania wewnątrz soczewki ocznej. Badania te były prowadzone we współpracy z grupą naukowców z Bascom Palmer Eye Institute w Miami, którzy zarejestrowali i udostępnili obrazy OCT ludzkiej soczewki ocznej *in vitro*.

W pierwszym podejściu należało sprawdzić prawdziwość tej tezy [H5]. W tym celu opracowałem metodologię uzyskiwania wszelkich danych niezbędnych do przeprowadzenia symulacji obrazów OCT. Obrazy OCT ludzkich soczewek *in vitro* zostały zarejestrowane w dwóch konfiguracjach: a) „Anterior-up”, gdzie przednia powierzchnia soczewki jako pierwsza znajdowała się na drodze promieni skanujących a profil powierzchni tylnej był dodatkowo zniekształcony przez obecność gradientu w soczewce; b) „Posterior-up”, w której soczewka została obrócona o 180° wokół osi poziomej (Rysunek 5). Metodologia ta została zastosowana przez grupę z Bascom Palmer Eye Institute. Zarejestrowane tam tomogramy – wolne od dystorsji polowej – poddałem analizie numerycznej, dzięki której udało się pozyskać następujące dane:

- profile przedniej oraz tylnej powierzchni soczewki (odpowiednio  $d_1(x)$  i  $d_p(x)$ ), zniekształcone tylko przez jednorodny współczynnik załamania cieczy, w której zanurzona była soczewka;
- profil tylnej powierzchni soczewki,  $d_2(x)$  w konfiguracji „Anterior-up”, obciążony również dystorsją wynikającą z przejścia promieni skanujących przez soczewkę o gradientowym rozkładzie współczynnika załamania;
- drogę optyczną na osi optycznej soczewki  $L$ .



**Rysunek 5** Obrazy OCT tej samej soczewki ocznej *in vitro* zarejestrowane w konfiguracji „Anterior-up” (a i c) oraz w konfiguracji „Posterior-up” (b i d). Czarną strzałką oznaczony został kierunek padania promieni wiązki skanującej. Na niebiesko oznaczone zostały profile  $d_1(x)$  oraz  $d_p(x)$  obarczone dystorsją optyczną wynikającą tylko i wyłącznie z zanurzenia soczewki w jednorodnym ośrodku konserwującym ( $n = 1,345$  dla  $\lambda = 825nm$ ). Zieloną strzałką oznaczono drogę optyczną  $L$  na osi soczewki. Na żółto zaznaczono profil  $d_2(x)$  tylnej powierzchni soczewki w konfiguracji „Anterior-up” obarczony również dystorsją optyczną wynikającą z gradientu współczynnika załamania w soczewce. To właśnie ten profil powierzchni posłużył jako profil porównawczy w symulacjach numerycznych.

Ponadto, z dostarczonych zdjęć tej samej soczewki wykonanych w technice cieniowej udało się uzyskać informację na temat rzeczywistej osiowej grubości  $t$  tej soczewki. Dzięki temu możliwe było wyznaczenie wartości średniej współczynnika załamania  $n_L$  wzdłuż osi soczewki.

Znajomość obciążonych dystorsją profili  $d_1(x)$  i  $d_p(x)$  umożliwiła obliczenie rzeczywistych profili  $z_1(x)$  i  $z_p(x)$  soczewki, dających wraz z osiową grubością  $t$  pełną wiedzę na temat faktycznej geometrii soczewki. Rzeczywiste profile  $z_1(x)$ ,  $z_p(x)$ , obciążony dystorsją profil  $d_2(x)$  oraz osiowa grubość  $t$  soczewki, a także średnia wartość współczynnika załamania na osi soczewki  $n_L$  stanowiły pełen zbiór danych wejściowych do symulacji danych OCT gradientowej soczewki ocznej. Na potrzeby symulacji numerycznych konieczny był jeszcze dobór odpowiedniej funkcji opisującej rozkład współczynnika w sposób analityczny. W tym celu przyjąłem jeden z rozkładów, w których kształt profili izoindeksjalnych wewnątrz soczewki jest projekcją kształtu samej soczewki [L26]. Celem symulacji numerycznych przeprowadzonych przeze mnie na potrzeby pracy [H5] było wykazanie, że możliwe jest znalezienie takich parametrów rozkładu gradientowego, które skutkowałyby zniekształceniem tylnej powierzchni możliwie jak najbliższym profilowi  $d_2(x)$  zmierzonemu eksperymentalnie. Przeprowadzone przeze mnie symulacje pokazały, że dla każdej z 12 zobrazowanych soczewek (wiek poszczególnych soczewek: 6÷90 lat) da się wyznaczyć takie wartości parametrów. Udało mi się również udowodnić – co szczególnie istotne – że różnice pomiędzy profilem wyznaczonym w symulacjach dla ośrodka gradientowego o optymalnych

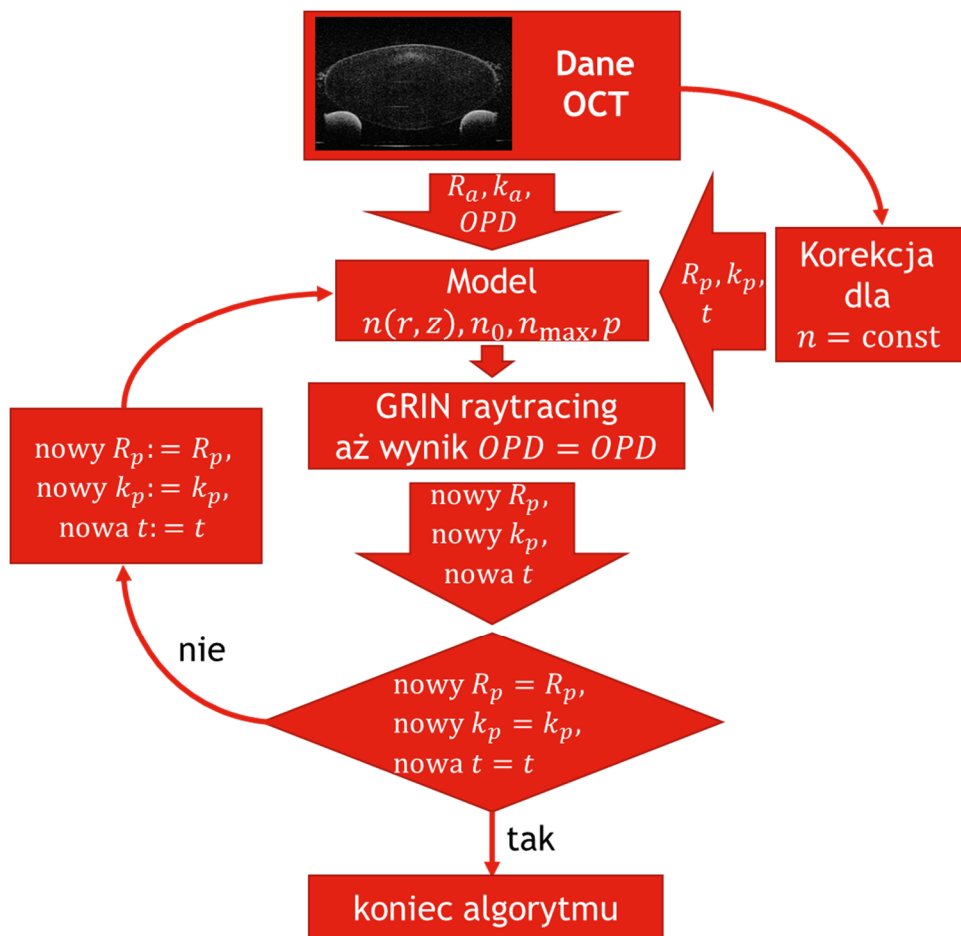
wartościach parametrów, a profilem wyznaczonym w wyniku eksperymentu są mniejsze niż w przypadku symulacji danych OCT przeprowadzonych dla ośrodka jednorodnego. Okazało się bowiem, że o ile sam promień krzywizny profilu tylnej powierzchni soczewki obciążonego dystorsją związaną z niejednorodnością współczynnika załamania wewnątrz soczewki nie różni się zbytnio od promienia krzywizny dla symulacji, w których założono jednorodny współczynnik załamania, to już wartości otrzymanych w symulacjach współczynników asferyczności jednoznacznie pokazują, że obecność gradientu soczewki ma istotny wpływ na ogólny opis kształtu powierzchni obciążonej dystorsją. Tym samym udało się udowodnić tezę, że dla gradientowej soczewki ocznej zobrazowanej za pomocą OCT w warunkach *in vitro*, profil tylnej powierzchni soczewki zawiera informacje na temat rozkładu gradientu współczynnika załamania wewnątrz soczewki.

W dalszej kolejności, przedstawiona w pracy [H5] metodologia stała się podstawą do opracowania numerycznej metody szacowania wartości współczynników załamania w jądrze i korze soczewki ludzkiej *in vitro* [AP6] na podstawie zarejestrowanych obrazów OCT, przy wstępnym założeniu ogólnego wzoru opisującego w sposób analityczny rozkład współczynnika załamania. Istotnym elementem tej metody była definicja funkcji istotności, w której uwzględniliśmy różnice pomiędzy drogą optyczną w soczewce wyznaczoną eksperymentalnie z danych OCT, a drogą optyczną będącą wynikiem numerycznej procedury śledzenia biegu promieni w soczewce gradientowej. Optymalne parametry rozkładu gradientowego, odpowiadające minimum tak zdefiniowanej funkcji istotności udało się nam znaleźć dzięki wykorzystaniu algorytmów genetycznych.

Celem pracy [H6] była walidacja opracowanej metody i sprawdzenie jej potencjału w badaniach rozkładu współczynnika załamania w soczewce gradientowej *in vitro* dla soczewek ocznych pozyskanych od dawców w różnym wieku. Jest to o tyle ważne, że soczewka oka ludzkiego jest – ze względu na swoje funkcje i możliwości – niezwykle istotnym elementem układu optycznego oka; jednak ze względu na swoje położenie we wnętrzu gałki ocznej, na swoją złożoną budowę oraz zmienność kształtu i parametrów optycznych wraz z wiekiem, ale również ze względu na zmienność osobniczą, wciąż pozostaje strukturą nie do końca poznaną. W badaniach poddano analizie dane OCT dziewięciu soczewek w wieku od 6 do 72 lat. Otrzymane wyniki wskazują, iż dla siedmiu spośród badanych soczewek wartości średniego współczynnika załamania  $n_{sr}$  wzdłuż osi optycznej zawierały się w przedziale pomiędzy 1,409 a 1,423. Dla dwóch soczewek oszacowane wartości średniego współczynnika załamania wykroczyły poza ten przedział, co mogło być spowodowane niezbyt dokładnym umiejscowieniem soczewki wewnątrz układu pomiarowego. Udało się również wyznaczyć optymalne wartości parametrów modelu rozkładu gradientowego zaproponowanego przez Mannsa i innych [L27]. Model ten zawiera następujące parametry:  $n_0$  – wartość współczynnika załamania na powierzchni soczewki,  $n_{max}$  – wartość współczynnika w centrum soczewki oraz wartość współczynnika potęgowego  $p$ , związanego z gradientem zmian współczynnika załamania pomiędzy wartościami  $n_{max}$  i  $n_0$ . Dla wszystkich zbadanych soczewek optymalne wartości  $n_{max}$  zawierały się w przedziale pomiędzy 1,399 a 1,434, natomiast optymalne wartości  $n_0$  wynosiły od 1,351 do 1,388. Optymalne wartości  $n_{max}$  oraz  $n_0$  nie wykazywały istotnej statystycznej zmienności z wiekiem (p-wartości odpowiednio 0,39 i 0,37) i ze względu na relatywnie duże rozproszenie danych, trudno mówić o jakiegokolwiek tendencji tych zmian. Tymczasem wartości współczynnika potęgowego  $p$  wzrastała wraz z wiekiem soczewki i była to zmiana statystycznie istotna (p-wartość równa 0,039). Otrzymane przeze mnie wyniki – choć przeprowadzone na stosunkowo niewielkiej próbie statystycznej – stanowiły potwierdzenie wcześniejszych wyników badań przeprowadzonych z wykorzystaniem innych metod pomiarowych [L28,L29,L30,L31]. Badania opisane w [H6] pokazały, że dokładność metody szacowania parametrów rozkładu współczynnika załamania zależy przede wszystkim od błędów związanych z eksperymentem (kluczowe było umiejscowienie

soczewki w osi wiązki skanującej) i układem pomiarowym, którego osiowa rozdzielczość wynosiła  $10\mu\text{m}$ . Umożliwiło to przeprowadzenie symulacji, w której udało się zrekonstruować tylną powierzchnię soczewki obciążoną dystorsją w wyniku gradientu z satysfakcjonującą dokładnością, przy odstępstwie od danych eksperymentalnych nie przekraczającym  $15\mu\text{m}$ .

Kolejnym wyzwaniem, przed jakim stanąłem w poszukiwaniu metod uzyskiwania informacji ilościowej na temat soczewki ocznej z danych OCT, była ich korekcja w celu rekonstrukcji rzeczywistego – pozbawionego dystorsji – kształtu tylnej powierzchni soczewki oraz osiowej grubości soczewki. Opisana w [H4] metoda korekcji dystorsji optycznej obrazów OCT zakładała jednorodność współczynnika załamania ośrodka i nie była wystarczająco efektywna w przypadku ośrodka gradientowego, jakim jest soczewka oczna.



**Rysunek 6** Schemat blokowy algorytmu korekcji dystorsji optycznej soczewki gradientowej.  $R_a$ -osiowy promień krzywizny przedniej powierzchni soczewki;  $k_a$ -stała stożkowa przedniej powierzchni soczewki;  $R_p$ - osiowy promień krzywizny tylnej powierzchni soczewki;  $k_p$ - stała stożkowa tylnej powierzchni soczewki;  $t$ - osiowa grubość soczewki;  $OPD$ - droga optyczna promienia biegnącego wzdłuż osi soczewki.

Dlatego też na potrzeby pracy [H7] przygotowałem algorytm korekcji danych uzyskiwanych z OCT, uwzględniający niejednorodność współczynnika załamania. Przy opracowywaniu tego algorytmu, punktem wyjścia były ponownie obrazy OCT soczewki *in vitro*. Istotnym elementem zaproponowanego algorytmu (Rysunek 6) jest wybór analitycznego modelu gradientowego współczynnika w ośrodku soczewki, w którym kształt konturów izoindeksjalnych ośrodka byłby projekcją geometrycznego kształtu powierzchni zewnętrznych soczewki. Te parametry modelu, które są niezależne od kształtu soczewki (dla modelu Mannsa [L27] są to:  $n_0$ - współczynnik załamania na powierzchni soczewki;  $n_{\text{max}}$ -

współczynnik załamania wewnątrz soczewki;  $p$  - współczynnik potęgowy) mogą zostać dobrane na podstawie badań literaturowych, uwzględniających wiek badanej soczewki. Algorytm korekcji zakłada również wstępną wiedzę na temat rzeczywistego kształtu przedniej powierzchni soczewki (tj. jej promienia krzywizny  $R_a$  i stałej stożkowej  $k_a$ ), której źródłem mogą być te same obrazy OCT, uprzednio skorygowane pod względem dystorsji optycznej dla ośrodków jednorodnych. Początkowe wartości promienia krzywizny  $R_p$  i stałej stożkowej  $k_p$  dla tylnej powierzchni oraz osiowej grubości soczewki  $t$  mogą być uzyskane ze wstępnych szacunków, np. na podstawie korekcji dystorsji optycznej przy założeniu, że soczewka jest ośrodkiem jednorodnym. Algorytm wyznaczania biegu promieni i drogi optycznej jest iteracyjnie powtarzany do momentu, gdy profil tylnej powierzchni obarczony dystorsją optyczną wynikającą z gradientu soczewki będzie, jak najbardziej zbliżony do profilu zarejestrowanego na obrazie OCT. Natomiast każda iteracja związana jest z modyfikacją aktualnych parametrów geometrii tylnej powierzchni oraz aktualnej grubości soczewki, co skutkuje również zmianami gradientu współczynnika załamania i kształtu konturów izoindeksyjnych.

W tej samej pracy [H7] algorytm korekcji dystorsji optycznej z uwzględnieniem gradientu ośrodka został poddany testowi na dokładność rekonstrukcji rzeczywistego kształtu soczewki. W tym celu zrekonstruowane parametry kształtu badanych soczewek oka ludzkiego porównałem z ich rzeczywistymi wartościami uzyskanymi z pomiarów OCT dokonanych w konfiguracji „Posterior-up”. Wyniki zrekonstruowanych promieni krzywizn i współczynników asferyczności pokazały nieznaczną poprawę w porównaniu do tradycyjnych metod korekcji dystorsji zakładających stały, jednorodny współczynnik załamania w ośrodku soczewki. Natomiast w przypadku grubości soczewki, jej rekonstrukcja przy wykorzystaniu korekcji gradientowej okazała się być już znacząco lepsza niż w przypadku pozostałych metod korekcji. Biorąc pod uwagę fakt, że rekonstrukcja kształtu tylnej powierzchni opiera się na danych wejściowych dotyczących tylko i wyłącznie: a) rzeczywistego kształtu przedniej powierzchni soczewki oraz b) zniekształconego w wyniku dystorsji profilu tylnej powierzchni, zaproponowany algorytm stanowi pierwszy, niezwykle ważny krok w kierunku uzyskania informacji ilościowej dotyczącej kształtu soczewki ocznej z jej obrazów OCT *in vivo*. W pracy [H7] zwracam uwagę na elastyczność zaproponowanego algorytmu, czyli np. na możliwość użycia dowolnego algorytmu śledzenia biegu promieni, czy też na wykorzystanie różnych modeli analitycznych do opisu rozkładu współczynnika załamania. Daje to perspektywy dalszego rozwoju opracowanej metody.

#### 2.2.5. Soczewki wewnątrzgałkowe (pseudofakia) [H8, H9, H10, H11]

W pewnych warunkach patologicznych, np. gdy dochodzi do zmętnienia soczewki ocznej (zaćmy) lub jej mechanicznego uszkodzenia, jedyną skuteczną formą terapii jest chirurgiczne usunięcie patologicznie zmienionej soczewki ocznej i zastąpienie jest sztucznym implantem – tak zwaną soczewką wewnątrzgałkową (ang.: *intraocular lens*, IOL). W takim oku ze wszczepioną soczewką wewnątrzgałkową, określanym odtąd mianem oka pseudofakijnego (ang.: *pseudophakic eye*), to właśnie sztuczny implant przejmuje wszystkie funkcje optyczne naturalnej soczewki ocznej i to on staje się bardzo ważnym elementem przedniego segmentu oka oraz całego układu optycznego, od którego w dużej mierze zależy jakość i komfort widzenia pacjenta. Z punktu widzenia optyki widzenia oznacza to, że parametry projektowe (optyczne i geometryczne) takiego implantu powinny zapewniać możliwie najlepszą jakość odwzorowania. Mając to na uwadze, niezwykle istotnym jest modelowanie numeryczne układu optycznego oka pseudofakijnego i analiza optycznych wielkości będących miarą jakości odwzorowania takiego modelu.

Model układu optycznego oka był narzędziem wykorzystanym przeze mnie w pracy [H8] na potrzeby zbadania wpływu umiejscowienia (położenia) soczewki ocznej oraz soczewki wewnątrzgałkowej wewnątrz



oka na optyczną jakość odwzorowania. Przemieszczenie naturalnej soczewki ocznej może być spowodowane urazem mechanicznym w wyniku silnego uderzenia. Z kolei umiejscowienie implantu soczewkowego wewnątrz gałki ocznej jest do pewnego stopnia losowe i w dużej mierze zależy od zawodowego doświadczenia chirurga wykonującego zabieg. W pracy tej sprawdziłem wpływ a) pochylenia soczewki (IOL), b) jej decentracji oraz c) poosiowego przemieszczenia na jakość odwzorowania – zarówno w świetle monochromatycznym, jak i polichromatycznym. W tym celu posłużyłem się modelem numerycznym oka opisanym przez Liou i Brennana [L32], uważanym wówczas za swego rodzaju złoty standard. Model oka pseudofakijnego powstał poprzez zastąpienie gradientowej soczewki ocznej w oryginalnym modelu Liou-Brennana modelem soczewki wewnątrzgałkowej wykonanej z polimalekrylanu metylu (PMMA). Moc soczewki IOL oraz jej umiejscowienie, będące punktem wyjścia do badań nad wpływem odchyłek lokalizacji na jakość odwzorowania zostało wyznaczone na podstawie tych samych empirycznych wzorów, które są standardowo stosowane w praktyce okulistycznej [L33,L34]. Wyniki przeprowadzonych przeze mnie symulacji pokazały, że jakość odwzorowania wyznaczona dla modelu oka pseudofakijnego jest znacząco niższa niż w przypadku modelu naturalnej soczewki gradientowej – zarówno w świetle monochromatycznym, jak i polichromatycznym. Jednak spadek jakości odwzorowania dla IOL, zarówno przy wzroście nachylenia implantu, jak i jego decentracji oraz poosiowego przemieszczenia, jest relatywnie mniejszy niż w przypadku „naturalnej” soczewki gradientowej. Sugerowałoby to mniejszą „wrażliwość” parametrów obrazu – wyrażonych za pomocą optycznych miar jakości odwzorowania – na zmiany lokalizacji IOL. Ta sama wartość nachylenia, decentracji lub przemieszczenia powoduje relatywnie mniejszy spadek jakości odwzorowania dla implantu niż dla soczewki gradientowej. Wskazywałoby to na nieco większą tolerancję poosiowego, poprzecznego i kąтового umiejscowienia implantu wewnątrz oka, co w przypadkach rzeczywistej ingerencji chirurgicznej byłoby efektem pozytywnym.

W badaniach przeprowadzonych na potrzeby tejże pracy po raz pierwszy zainteresowałem się aberracją chromatyczną oka pseudofakijnego. Temat ten okazał się bardzo ciekawy, w którym wciąż było wiele do zrobienia. W literaturze naukowej niewiele było informacji na temat właściwości dyspersyjnych materiałów wykorzystywanych do produkcji implantów soczewkowych. Ich pełen przegląd, według stanu na 2008 rok, zawiera praca [H9]. W pracach [H8] i [H9] wykorzystałem te dane do analizy polichromatycznej jakości odwzorowania numerycznych modeli oka pseudofakijnego. Symulacje te pokazały, że podłużna aberracja chromatyczna takich modeli dla zakresu światła widzialnego jest znacząco większa niż „fizjologiczna” wartość podłużnej aberracji chromatycznej oka zdrowego. Jest to o tyle ważne, że fizjologiczna wartość podłużnej aberracji chromatycznej na poziomie 2 dioptrii stanowi istotny bodziec do akomodacji [L35,L36], a jej nadmiar może prowadzić do poczucia dyskomfortu wzrokowego [L37]. Stało się to podstawą do opracowania idei hybrydowej – refrakcyjno-dyfrakcyjnej – soczewki wewnątrzgałkowej, której zadaniem byłoby zmniejszenie aberracji chromatycznej całego oka pseudofakijnego do poziomu fizjologicznego, charakterystycznego dla oczu zdrowych. Dyfrakcyjne soczewki IOL istnieją na rynku i są stosowane w okulistyce w tzw. wielogniskowych soczewkach wewnątrzgałkowych, umożliwiających widzenie zarówno do dali, jak i do bliży. Tymczasem nowe podejście w przypadku proponowanej soczewki hybrydowej polega na tym, że struktura dyfrakcyjna pełniłaby rolę częściowego achromatu, tzn. korygowałaby podłużną aberrację chromatyczną całego układu optycznego oka pseudofakijnego, ale nie całkowicie, tylko do poziomu aberracji chromatycznej oka zdrowego.

W pracy [H9] pokazałem, że soczewka taka mogłaby być wykonana z dowolnego materiału współcześnie wykorzystywanego do produkcji soczewek IOL, natomiast wzór dyfrakcyjny mógłby być wykonany w postaci kinoformy, celem zapewnienia jak największej wydajności dyfrakcyjnej soczewki hybrydowej. Przeprowadzona przeze mnie symulacja miar jakości odwzorowania pokazała, że zarówno

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

---

polichromatyczna punktowa funkcja rozmycia, jak i polichromatyczna funkcja przenoszenia kontrastu modelu oka pseudofakijnego z wszczepioną soczewką hybrydową miałyby bardzo zbliżone charakterystyki, a nawet nieco lepsze w porównaniu z modelem oka zdrowego z aberracją chromatyczną na poziomie fizjologicznym.

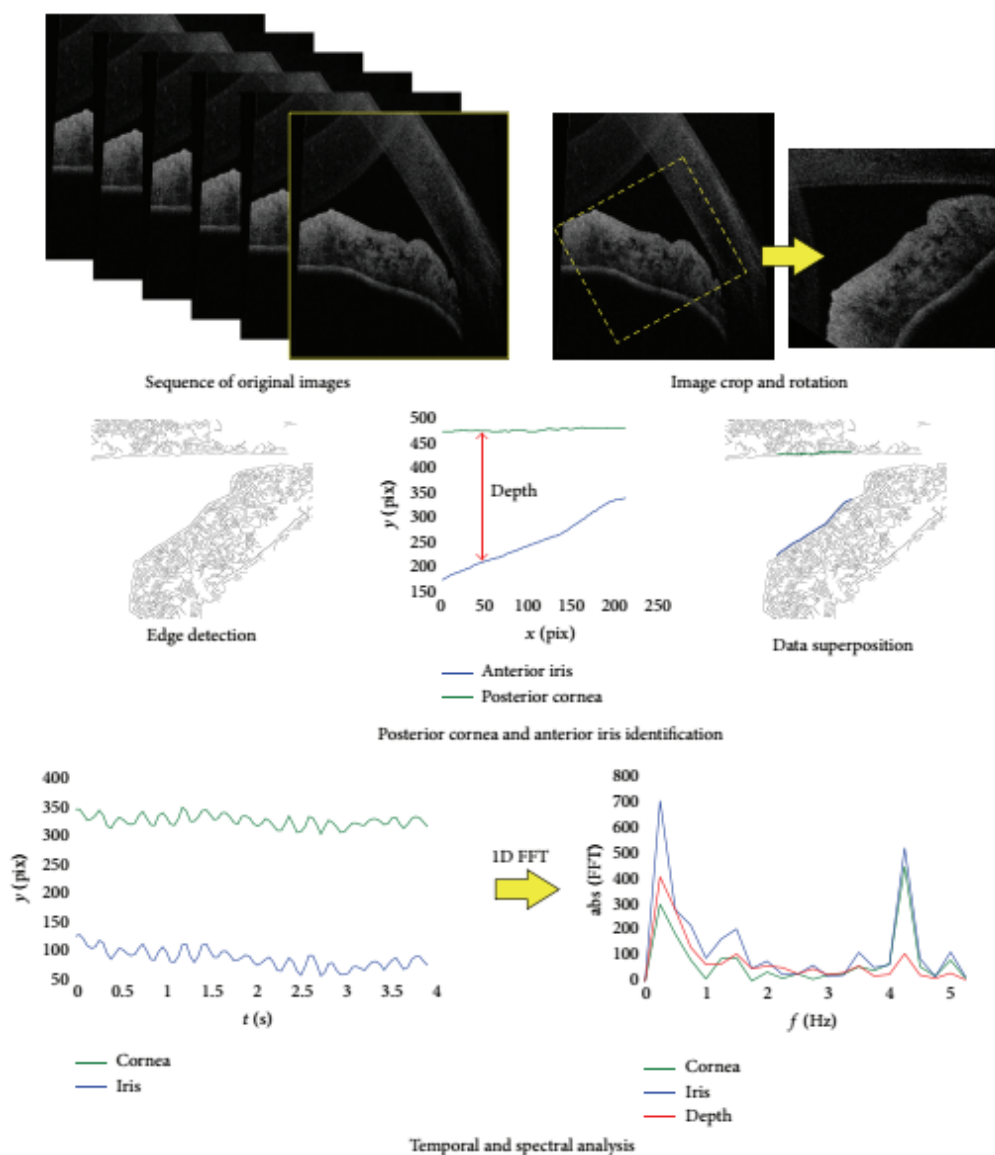
Kolejne dwie prace [H10] oraz [H11] mają charakter eksperymentalny i poszerzają stan wiedzy na temat rzeczywistych charakterystyk polichromatycznych implantów soczewkowych. W pracy [H10], w prostym układzie optycznym do pomiaru ogniskowych w powietrzu metodą Bessela, dokonałem pomiarów *in vitro* aberracji chromatycznej soczewek wewnątrzgałkowych wykonanych z różnych materiałów. Osiągnięta w tym układzie dokładność na poziomie  $\pm 0,1$  mm była możliwa dzięki wykorzystaniu bardzo dobrej jakości filtrów interferencyjnych, precyzyjnemu pomiarowi poosiowego przesunięcia soczewki oraz użyciu kamery cyfrowej do rejestracji ostrych obrazów formowanych przez badaną soczewkę. Znajomość długości ogniskowych soczewek IOL w powietrzu dla różnych długości fal umożliwiła wyznaczenie parametrów krzywych dyspersyjnych materiałów użytych do produkcji tych soczewek, a następnie wyznaczenie aberracji chromatycznej oka pseudofakijnego. Otrzymane w pracy wyniki potwierdziły wcześniejsze przypuszczenia, że podłużna aberracja chromatyczna takiego oka jest większa niż w przypadku oka zdrowego.

Natomiast w pracy [H11] przedstawiłem wyniki pomiarów *in vivo* aberracji chromatycznej oczu pseudofakijnych. Badania te przeprowadziłem na specjalnie zmodyfikowanym refraktometrze służącym do obiektywnych pomiarów refrakcji. Modyfikacja polegała na użyciu samodzielnie zaprojektowanego oświetlacza, wyposażonego w pojedynczą diodę RGB o dobrze zdefiniowanych, wąskich charakterystykach spektralnych dla każdego koloru. Pomiarzy przeprowadziłem we współpracy z lekarzami z Kliniki Okulistyki Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego we Wrocławiu, na dwóch grupach pacjentów po implantacji dwóch różnych typów soczewek IOL oraz na grupie kontrolnej pacjentów ze zdrowymi oczami. Soczewki, które wzięto pod uwagę w tych pomiarach, były produkowane przez tego samego producenta i wykonane z tego samego materiału, jednak różniły się dodatkami mającymi wpływ na ich charakterystyki transmisyjne (jeden rodzaj soczewek zawierał filtr, mający za zadanie blokowanie dopływu światła niebieskiego do siatkówki). Otrzymane wyniki pomiarów dla trzech długości fali: czerwonej 660 nm, zielonej 525 nm i niebieskiej 470 nm, pokazały, że u pacjentów, którym wszczepiono implanty pozbawione filtra niebieskiego, aberracja chromatyczna była znacząco większa niż w przypadku grupy kontrolnej. Natomiast dla drugiej grupy pacjentów, którym wszczepiono soczewki z filtrem, podłużna aberracja chromatyczna była taka sama jak w grupie kontrolnej. Otrzymane wyniki były zbliżone z wynikami pomiarów aberracji chromatycznej przeprowadzonych dla tych samych typów soczewek, przy wykorzystaniu zupełnie innych metod pomiarowych [L38,L39]. Wyniki te sugerują, iż obecność dodatków i domieszek w materiale soczewki może mieć znaczący wpływ na względne przesunięcie wartości refrakcji oczu pseudofakijnych dla różnych długości fali, a w konsekwencji na polichromatyczną jakość odwzorowania. Jednak nie oznacza to, że filtry światła niebieskiego po prostu zmniejszają podłużną aberrację chromatyczną. Raczej zmniejszają one jej niekorzystny efekt wzrokowy poprzez zmniejszoną transmisję dla krótkich długości fali, przez co zmieniają kształt polichromatycznej funkcji względnej czułości oka w zakresie światła niebieskiego.

Obydwie prace [H10] i [H11], przy wciąż bardzo niewielkiej liczbie opracowań prezentujących dane empiryczne na temat właściwości dyspersyjnych soczewek wewnątrzgałkowych, stanowią ważny wkład w poznanie tego zagadnienia.

### 2.2.6. Dynamika zmian geometrii kąta tęczęwkowo-rogówkowego [H12]

Pod wpływem zmian ciśnienia wewnątrzgałkowego oraz pulsacyjnego przepływu krwi przez tętnice zaopatrujące oko w tlen i substancje odżywcze, gałka oczna ulega periodycznym zmianom objętości [L40,L41]. W efekcie daje się zaobserwować drobne periodyczne zmiany w położeniu i odkształceniu rogówki i twardówki [L42,L43]. Takim zmianom podlegają również wewnętrzne elementy gałki ocznej, jak np. kąt tęczęwkowo-rogówkowy.



Rysunek 7 Kolejne etapy analizy sekwencji obrazów OCT kąta tęczęwkowo-rogówkowego umożliwiające oszacowanie wyznaczenie dynamiki zmian jego geometrii. Rysunek pochodzi z pracy [H12].

Dynamiczny postęp w technice koherentnej tomografii optycznej, związany z rozwojem dostępnego instrumentarium oraz opracowywaniem nowatorskich numerycznych metod analizy danych zarejestrowanych przez urządzenia OCT powoduje, że znajduje ona coraz to nowe zastosowania jako źródło wiarygodnych i precyzyjnych danych na temat elementów, które nie mogą być zobrazowane za pomocą innych technik. Biorąc pod uwagę dokładność pomiarów oraz wciąż rosnącą prędkość akwizycji danych, koherentna tomografia optyczna wydaje się być idealnym narzędziem do badań nad dynamiką



zmian zachodzących w przednim segmencie oka [L44] wywołanych między innymi pulsacyjnymi zmianami ciśnienia wewnątrzgałkowego. Według najlepszej mojej wiedzy, jak do tej pory jedynym istniejącym w literaturze przykładem badań nad wykorzystaniem OCT w pomiarach pulsu ocznego były prace autorstwa Dion i in. [L45], jednak analiza zaproponowana przez autorów ograniczała się tylko do pojedynczych A-skanów.

W pracy [H12] zaproponowałem metodę analizy czasowo-częstotliwościowej sekwencji 2-wymiarowych obrazów OCT kąta tęczykowo-rogowkowego, zarejestrowanych z częstotliwością 22,7 Hz (Rysunek 7). Przedstawiłem w niej również wstępne wyniki badań dynamiki zmian zachodzących w geometrii kąta tęczykowo-rogowkowego z wykorzystaniem komercyjnego instrumentu OCT do rejestracji obrazów tomograficznych przedniego odcinka oka. Sekwencje obrazów OCT zarejestrowanych u pacjentów chorych na jaskrę (w wieku od 65 do 70 lat) wykazywały drobne, ale z punktu widzenia naukowego znaczące zmiany w geometrii kąta przesączenia. Wyniki analizy częstotliwościowej zmian geometrii kąta otrzymane dla różnych pacjentów wykazały obecność maksimów odpowiadających poszczególnym aktywnościom, np. oddychaniu, ruchom głowy oraz, co jest szczególnie interesujące, pulsacji krwi w naczyniach krwionośnych siatkówki. Częstotliwości, dla których występowały maksima odpowiadające tej ostatniej aktywności, wykazywały zmienność osobniczą. Stanowiło to dowód na to, że technika OCT ma potencjał do badań nad dynamiką zmian geometrii elementów gałki ocznej. Jednak określenie ewentualnej przydatności tego rodzaju badań do wczesnej diagnostyki jaskry wymaga dalszych prac zakrojonych na większą skalę. Publikacja [H12] przedstawia zupełnie nowe podejście do wykorzystania techniki OCT w badaniach przedniego segmentu oka, a zawarte w niej wyniki pokazały, że technika ta może znaleźć zastosowanie w badaniach dynamiki zmian geometrii elementów gałki ocznej.

### 2.2.7. Literatura dodatkowa

- L1. Huang D, Wang J, Lin CP, Puliafito CA, Fujimoto JG, “Micronresolution ranging of cornea anterior chamber by optical reflectometry,” *Lasers Surg Med* 1991;11:419–425.
- L2. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, Hee MR, Flotte T, Gregory K, Puliafito CA, Fujimoto JG, “Optical coherence tomography,” *Science* 1991;254:1178–1181.
- L3. Srinivasan VJ, Adler DC, Chen Y, Gorczynska I, Huber R, Duker JS, Schuman JS, Fujimoto JG, “Ultrahigh-speed optical coherence tomography for three-dimensional and en face imaging of the retina and optic nerve head,” *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008;49(11):5103-5110.
- L4. Potsaid B, Baumann B, Huang D, Barry S, Cable AE, Schuman JS, Duker JS, Fujimoto JG, “Ultrahigh speed 1050nm swept source / Fourier domain OCT retinal and anterior segment imaging at 100,000 to 400,000 axial scans per second,” *Opt. Express* 2010;18:20029-20048.
- L5. Grulkowski I, Liu JJ, Potsaid B, Jayaraman V, Lu CD, Jiang J, Cable AE, Duker JS, Fujimoto JG, “Retinal, anterior segment and full eye imaging using ultrahigh speed swept source OCT with vertical-cavity surface emitting lasers,” *Biomed Opt Express* 2012;3:2733-2751.
- L6. Ruggeri M, Uhlhorn SR, De Freitas C, Ho A, Manns F, Parel J-M, “Imaging and full-length biometry of the eye during accommodation using spectral domain OCT with an optical switch,” *Biomed Opt Express* 2012;3:1506-1520.
- L7. Kraus MF, Potsaid B, Mayer MA, Bock R, Baumann B, Liu JJ, Hornegger J, Fujimoto JG, “Motion correction in optical coherence tomography volumes on a per A-scan basis using orthogonal scan patterns,” *Biomed Opt Express* 2012;3:1182-1199.

- L8. Kraus MF, Liu JJ, Schottenhamml J, Chen C-L, Budai A, Branchini L, Ko T, Ishikawa H, Wollstein G, Schuman J, Duker JS, Fujimoto JG, Hornegger J, “Quantitative 3D-OCT motion correction with tilt and illumination correction, robust similarity measure and regularization,” *Biomed Opt Express* 2014;5:2591-2613.
- L9. Girard MJ, Ang M, Chung CW, Farook M, Strouthidis N, Mehta JS, Mari JM, “Enhancement of corneal visibility in optical coherence tomography images using corneal adaptive compensation,” *Tran Vis Sci Tech* 2015;4(3):3.
- L10. Alonso-Caneiro D, Read SA, Vincent SJ, Collins MJ, Wojtkowski M, “Tissue thickness calculation in ocular optical coherence tomography,” *Biomed Opt Express* 2016;7:629-645.
- L11. Muscat S, McKay N, Parks S, Kemp E, Keating D, “Repeatability and reproducibility of corneal thickness measurements by optical coherence tomography,” *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;43(6):1791–1795.
- L12. Kim HY, Budenz DL, Lee PS, Feuer WJ, Barton K, “Comparison of central corneal thickness using anterior segment optical coherence tomography vs ultrasound pachymetry,” *Am J Ophthalmol* 2008;145(2):228–232.
- L13. Dawczynski J, Koenigsdoerffer E, Augsten R, Strobel J, “Anterior optical coherence tomography: a noncontact technique for anterior chamber evaluation,” *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2007;245(3):423–425.
- L14. Lavanya R, Teo L, Friedman DS, Aung HT, Baskaran M, Gao H, Alfred T, Seah SK, Kashiwagi K, Foster PJ, Aung T, “Comparison of anterior chamber depth measurements using the IOLMaster, scanning peripheral anterior chamber depth analyser, and anterior segment optical coherence tomography,” *Br J Ophthalmol* 2007;91(8):1023–1026.
- L15. Radhakrishnan S, Li Y, Huang D, “Chapter 10: Quantitative measurement of the anterior chamber angle with optical coherence tomography” strony: 109–116 w *Anterior Segment Optical Coherence Tomography*, Steinert RF, Huang D, ed. (Slack Incorporated, Thorofare, USA 2008).
- L16. Li EY, Mohamed S, Leung CK, Rao SK, Cheng AC, Cheung CY, Lam DS, “Agreement among 3 methods to measure corneal thickness: ultrasound pachymetry, Orbscan II, and Visante anterior segment optical coherence tomography,” *Ophthalmology* 2007;114(10):1842–1847.
- L17. Steinert RF, Huang D ed. *Anterior Segment Optical Coherence Tomography*, (Slack Incorporated, Thorofare, USA 2008).
- L18. Ruggeri M, Kocaoglu O, Uhlhorn S, Borja D, Urs R, Chou TH, Porciatti V, Parel J-M, Manns F, “Small animal ocular biometry using optical coherence tomography,” *Proc. SPIE* 7550, 755016, 755016-6, 2010.
- L19. Dunne MC, Davies LN, Wolffsohn JS, “Accuracy of cornea and lens biometry using anterior segment optical coherence tomography,” *J Biomed Opt* 2007;12(6):064023.
- L20. Gora M, Karnowski K, Szkulmowski M, Kaluzny BJ, Huber R, Kowalczyk A, Wojtkowski M, “Ultra high-speed swept source OCT imaging of the anterior segment of human eye at 200 kHz with adjustable imaging range,” *Opt Express* 2009;17(17):14880–14894.

- L21. Westphal V, Rollins AM, Radhakrishnan S, Izatt JA, “Correction of geometric and refractive image distortions in optical coherence tomography applying Fermat’s principle,” *Opt Express* 2002;10(9):397–404.
- L22. Xie J, Huang S, Duan Z, Shi Y, Wen S, “Correction of the image distortion for laser galvanometric scanning system”, *Opt Laser Technol* 2005;37(4):305–311.
- L23. Li Y, “Beam deflection and scanning by two-mirror and two-axis systems of different architectures: a unified approach,” *Appl Opt* 2008;47(32):5976–5985.
- L24. Ortiz S, Pérez-Merino P, Gamba E, de Castro A, Marcos S, “In vivo human crystalline lens topography,” *Biomed Opt Express* 2012;3:2471-2488.
- L25. Pérez-Merino P, Velasco-Ocana M, Martínez-Enriquez E, Marcos S, “OCT-based crystalline lens topography in accommodating eyes,” *Biomed Opt Express* 2015;6:5039-5054.
- L26. Goncharov A, Dainty C, “Wide-field schematic eye models with gradient-index lens,” *J Opt Soc Am A* 2007;24:2157–2174.
- L27. Manns F, Ho A, Borja D, Parel J-M, “Comparison of uniform and gradient paraxial models of the crystalline lens,” *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010;51(13):789.
- L28. Hemenger RP, Garner LF, Ooi CS, “Change with age of the refractive index gradient of the human ocular lens,” *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1995;36(3):703-707.
- L29. Pierscionek BK, “Refractive index contours in the human lens,” *Exp Eye Res* 1997;64:887–893.
- L30. Moffat BA, Atchison DA, Pope JM, “Age-related changes in refractive index distribution and power of the human lens as measured by magnetic resonance micro-imaging in vitro,” *Vision Res* 2002;42:1683–1693.
- L31. Jones CE, Atchison DA, Meder R, Pope JM, “Refractive index distribution and optical properties of the isolated human lens measured using magnetic resonance imaging (MRI),” *Vision Res* 2005;45:2352–2366.
- L32. Liou HL, Brennan NA, “Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling,” *J Opt Soc Am A* 1997;14:1684–1695.
- L33. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC, “Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas,” *J Cataract Refractive Surg* 1988;14:136–141.
- L34. Retzlaff J, Sanders DR, Kraff MC, *Lens implant power calculation—A manual for ophthalmologists & biometrists*, 3rd ed., Slack Inc., Thorofare, NJ 1990.
- L35. Kruger PB, Pola J, “Stimuli for accommodation: blur, chromatic aberration and size,” *Vision Res* 1986;26:957–971.
- L36. Stark LR, Lee RS, Kruger PB, Rucker FJ, Fan HY, “Accommodation to simulations of defocus and chromatic aberration in the presence of chromatic misalignment,” *Vision Res* 2002;42:1485–1498.
- L37. Negishi K, Ohnuma K, Hirayama N, Noda T, “Effect of chromatic aberration on contrast sensitivity in pseudophakic eyes,” *Arch Ophthalmol* 2001;119(8):1154-1158.
- L38. Nagata T, Kubota S, Watanabe I, Aoshima S, “Chromatic aberration in pseudophakic eyes,” *Nihon Ganka Gakkai Zasshi* 1999;103:237-242.

- L39. Perez-Merino P, Dorransoro C, Llorente L, Duran S, Jimenez-Alfaro I, Marcos S, “In vivo chromatic aberration in eyes implanted with intraocular lenses,” *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013;54:2654-2661.
- L40. Northrop RB, Nilakhe SS, „A no-touch ocular pulse measurement system for the diagnosis of carotid occlusions,” *IEEE Trans Biomed Eng* 1977;24:139–148.
- L41. Silver DM, Farrell RA, Langham ME, O'Brien V, Schilder P, „Estimation of pulsatile ocular blood flow from intraocular pressure,” *Acta Ophthalmol Suppl* 1989;191:25–29.
- L42. Kowalska MA, Kasprzak H, Iskander DR, Danielewska M, Mas D, „Ultrasonic in vivo measurement of ocular surface expansion,” *IEEE Trans Bio-Med Eng* 2011;58:675-680.
- L43. Danielewska M, Iskander DR, Kowalska MA, Kasprzak H, „Phase dependencies between longitudinal corneal apex displacement and cardiovascular signals: is the ocular pulse influenced by the electrical activity of the heart?,” *Clin Exp Optom* 2012;95:631-637.
- L44. Gamba E, Ortiz S, Perez-Merino P, Góra M, Wojtkowski M, Marcos S, „Static and dynamic crystalline lens accommodation evaluated using quantitative 3-D OCT,” *Biomedical Optics Express* 2013;4(9):1595-1609.
- L45. Dion C, Singh K, Ozaki T, Lesk MR, Costantino S, „Analysis of pulsatile retinal movements by spectral-domain low-coherence interferometry: influence of age and glaucoma on the pulse wave,” *PLoS One* 2013;8:e54207.

### 3. Aktywność naukowa

#### 3.1. Autorstwo i współautorstwo artykułów naukowych i wystąpień konferencyjnych przed uzyskaniem stopnia doktora

##### 3.1.1. Artykuły naukowe

AB1. D. Siedlecki, H. Kasprzak, B.K. Pierscionek, “Schematic eye with a gradient-index lens and aspheric surfaces,” *Optics Letters* 2004;29(11):1197-1199.

IF: 3,882<sup>a</sup> Ilość cytowań: 30<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 40<sup>c</sup>

W artykule tym zaprezentowane zostały wyniki badań prowadzonych przeze mnie w ramach doktoratu. Mój osobisty wkład był następujący: współautorstwo pomysłu na opracowanie numerycznego modelu układu optycznego oka z radialnym rozkładem współczynnika załamania w soczewce, mającym na celu minimalizację aberracji sferycznej całego modelu; implementacja algorytmów numerycznych wyznaczania biegu promieni przez ośrodek gradientowy; przeprowadzenie symulacji, których celem było wyznaczenie optymalnych parametrów gradientowego rozkładu współczynnika załamania w soczewce; konsultacje otrzymanych wyników; przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 75%

AB2. D. Siedlecki, H. Kasprzak, “New shape of a videokeratometric illuminator,” *Optica Applicata*, 2002;32(4):665-672.

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

---

IF: 0,291<sup>a</sup> Ilość cytowań: 0<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 13<sup>c</sup>

W artykule tym zaprezentowane zostały wyniki badań prowadzonych przeze mnie w ramach pracy magisterskiej. Mój osobisty wkład był następujący: implementacja algorytmów numerycznych wyznaczania wstecznego biegu promieni przy odbiciu od przedniej powierzchni rogówki; przeprowadzenie symulacji, których celem było wyznaczenie optymalnego kształtu powierzchni oświetlacza wideokeratometrycznego w zależności od wstępnie założonych wartości parametrów geometrii rogówki; numeryczne wyznaczenie kształtu powierzchni obrazowej; konsultacje otrzymanych wyników; przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu. Szacowany wkład osobisty: 85%

### 3.1.2. Komunikaty konferencyjne opublikowane w materiałach konferencyjnych indeksowanych w bazie Journal Citation Reports (JCR)

Pogrubieniem został wyróżniony ten spośród współautorów komunikatu, który osobiście dokonał jego prezentacji na danej konferencji.

CB1. **D. Siedlecki**, H. Kasprzak, “New shape of a videokeratometric illuminator – comparison with a cylindrical one” poster zaprezentowany na: Light and Optics in Biomedicine, 20-22 października 2002, Warszawa, Polska. Materiały konferencyjne: *Systems of Optical Security 2003, Book Series: PROCEEDINGS OF SPIE* Ed.: Z. Jaroszewicz, E. Powichrowska, M. Szyjer, 2004;5566:95-99.

IF: brak Ilość cytowań: 0<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 10<sup>c</sup>

### 3.1.3. Pozostałe komunikaty i wystąpienia konferencyjne

Pogrubieniem został wyróżniony ten spośród współautorów komunikatu, który osobiście prezentował go na konferencji:

KB1. **D. Siedlecki**, H. Kasprzak, “Novel eye schematic model and its application in radial gradient index intraocular lens design,” poster na konferencji: The Joint Conference of The German Society of Applied Optics (DGaO) and Section of Optics of the Polish Physical Society (PTF), 17-20 maja 2005, Wrocław, Polska. Materiały konferencyjne: *Joint Conference of the German Society of Applied Optics (DGaO) and the Section of Optics of the Polish Physical Society. 106th Conference of the DGaO*, Erlangen: Deutsche Gesellschaft für Angewandte Optik, 2005.

KB2. **D. Siedlecki**, H. Kasprzak, B.K. Pierscionek, “Dynamical changes of corneal topography and its influence on PSF of the eye,” wykład na konferencji: II Topical Meeting on Physiological Meeting, 20-23 września 2004, Granada, Hiszpania.

### 3.1.4. Opis działalności naukowej przed uzyskaniem stopnia doktora

Jestem absolwentem Wydziału Podstawowych Problemów Techniki Politechniki Wrocławskiej. Studia magisterskie na kierunku Fizyka Techniczna, specjalność Inżynieria Biomedyczna – Optyka Biomedyczna, ukończyłem w 2001 roku. Pod opieką prof. dr hab. Henryka Kasprzaka – kierownika Zespołu Optyki Fizjologicznej w Instytucie Fizyki Politechniki Wrocławskiej napisałem i obroniłem pracę magisterską zatytułowaną: „Opracowanie układu do pomiaru topografii rogówki oka”. Wtedy też zainteresowałem się tematyką optyki fizjologicznej i stosowanymi w niej metodami diagnostycznymi i pomiarowymi.

Bezpośrednio po ukończeniu studiów magisterskich rozpocząłem studia doktoranckie pod opieką prof. Henryka Kasprzaka. Prowadzone przeze mnie badania dotyczyły zagadnień numerycznego modelowania parametrów geometrycznych i optycznych układu optycznego oka. W ramach rozprawy doktorskiej opracowałem gradientowy model soczewki ocznej, który dzięki specyficznemu (radialnemu) rozkładowi współczynnika załamania w znacznym stopniu koryguje całkowitą aberrację sferyczną całego oka. Do opracowania wyników i optymalizacji parametrów modelu soczewki wykorzystałem dedykowaną aplikację mojego autorstwa, w której zaimplementowałem dostępne w literaturze algorytmy śledzenia biegu promieni przez ośrodki gradientowe. Dzięki temu oprogramowaniu udało mi się opracować praktycznie bezaberracyjny (dla przedmiotów nieskończenie odległych) model układu optycznego oka [AB1]. W dalszej kolejności wykorzystałem ten model do wyznaczenia wpływu dynamicznych zmian topografii rogówki na parametry obrazu siatkówkowego.

W czasie trwania studiów doktoranckich nawiązałem współpracę z prof. Barbarą K. Pierścionecką. Współpraca ta była możliwa dzięki odbyciu w 2003 roku dwóch krótkoterminowych staży w Bradford University w Wielkiej Brytanii, sfinansowanych ze środków British Council Poland oraz Komitetu Badań Naukowych, w ramach programu The British-Polish Young Scientists Programme (YSP). Współpraca ta w ciągu kilku następnych lat zaowocowała trzema wspólnymi publikacjami o zasięgu międzynarodowym.

26 września 2005 roku obroniłem rozprawę doktorską zatytułowaną „Opracowanie i analiza uproszczonego modelu układu optycznego oka z uwzględnieniem aberracji oka rzeczywistego”.

## 3.2. Autorstwo i współautorstwo artykułów naukowych i wystąpień konferencyjnych po uzyskaniu stopnia doktora

### 3.2.1. Artykuły naukowe opublikowane w czasopismach indeksowanych w bazie Web of Science

AP1. R. Koprowski, D. Siedlecki, H. Kasprzak, Z. Wróbel, “Rapid dynamic changes of the geometry of the anterior segment of the eye: A method of automatic spatial correction of a temporal sequence of OCT images,” *Computers in Biology and Medicine* 2016;72:132-137.

IF: 1,24<sup>a</sup> Ilość cytowań: 0 Punktacja MNiSW: 20<sup>c</sup>

Mój osobisty wkład był następujący: współautorstwo pomysłu na znalezienie numerycznej metody korekcji przestrzennej obrazów składających się na czasową sekwencję obrazów tomograficznych kąta tęczówkowo-rogówkowego; rejestracja zaprezentowanych w artykule sekwencji; konsultacje otrzymanych wyników; przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu.



Szacowany wkład osobisty: 35%

AP2. A. Jozwik, D. Siedlecki, M. Zajac, “Analysis of Purkinje images as an effective method for estimation of intraocular lens implant location in the eyeball,” *Optik* 2014;125(20):6021-6025.

IF: 0,667<sup>a</sup> Ilość cytowań: 1<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 15<sup>c</sup>

Mój osobisty wkład był następujący: współautorstwo pomysłu na analizę obrazów Purkiniego zarejestrowanych w ramach eksperymentu z wykorzystaniem opto-mechanicznego modelu oka; autorstwo projektu oświetlacza użytego w układzie pomiarowym; konsultacje otrzymanych wyników; udział w przygotowaniu artykułu do publikacji obejmujący badania literaturowe, opracowanie graficzne 2 ilustracji oraz korektę tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 25%

AP3. A. Jozwik, D. Siedlecki, M. Zajac, “Verification of numerical algorithm for crystalline lens location in the eyeball basing on Purkinje images,” *Optik* 2013;124(13):1581-1584.

IF: 0,769<sup>a</sup> Ilość cytowań: 2<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 15<sup>c</sup>

Mój osobisty wkład był następujący: współautorstwo pomysłu na analizę obrazów Purkiniego uzyskanych w ramach symulacji numerycznych przeprowadzonych z wykorzystaniem profesjonalnego oprogramowania Zemax; udział w implementacji modelu oka pseudofakijnego do środowiska Zemax; konsultacje otrzymanych wyników; udział w przygotowaniu artykułu do publikacji obejmujący badania literaturowe, opracowanie graficzne 1 ilustracji oraz korektę tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 25%

AP4. A. Jozwik, J. Nowak, D. Siedlecki, M. Zajac, J. Zarówny, “Retinal images in optomechanical eye model with monofocal intraocular lens,” *Optica Applicata* 2011;41(3):593-605.

IF: 0,398<sup>a</sup> Ilość cytowań: 2<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 13<sup>c</sup>

Mój osobisty wkład był następujący: współautorstwo pomysłu na badania mające na celu eksperymentalne wyznaczenie wpływu lokalizacji soczewki wewnątrzgałkowej na jakość odwzorowania oka pseudofakijnego z wykorzystaniem opto-mechanicznego modelu oka; udział w pracach nad projektem opto-mechanicznego modelu oka; konsultacje otrzymanych wyników; udział w przygotowaniu artykułu do publikacji obejmujący badania literaturowe oraz korektę tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 10%

AP5. A. Barcik, D. Siedlecki, “Optical performance of the eye with progressive addition lens correction,” *Optik* 2010;121(21):1937-1940.

IF: 0,454<sup>a</sup> Ilość cytowań: 1<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 20<sup>c</sup>

W artykule tym zaprezentowane zostały wyniki badań prowadzonych w ramach pracy magisterskiej p. Agnieszki Barcik, której byłem promotorem. Mój osobisty wkład był następujący: autorstwo pomysłu na badania mające na celu numeryczne określenie jakości odwzorowania oka z progresywną korekcją okularową w warunkach widzenia do bliży i dali;

pomiary topograficzne złożonego kształtu powierzchni soczewki progresywnej; udział w implementacji modeli oka z korekcją okularową do środowiska Zemax; opieka merytoryczna; konsultacje otrzymanych wyników; udział w przygotowaniu artykułu do publikacji obejmujący przede wszystkim redakcję tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 25%

AP6. A. de Castro, S. Ortiz, E. Gamba, D. Siedlecki, S. Marcos, “Three-dimensional reconstruction of the crystalline lens gradient index distribution from OCT imaging,” *Optics Express* 2010;18(21):21905-21917.

IF: 3,753<sup>a</sup> Ilość cytowań: 36<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 32<sup>c</sup>

Mój osobisty wkład był następujący: autorstwo pomysłu na badania mające na celu rekonstrukcję parametrów rozkładu gradientowego współczynnika załamania na podstawie analizy zmian kształtu powierzchni soczewki ocznej w obrazach zarejestrowanych z wykorzystaniem techniki OCT w obecności dystorsji optycznej; projekt eksperymentu i metodologii przeprowadzonych badań; udział w opracowaniu algorytmu do rekonstrukcji optymalnych wartości parametrów rozkładu gradientowego w soczewce ocznej; analiza i dyskusja otrzymanych wyników; udział w redakcji tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 25%

AP7. D. Siedlecki, H. Kasprzak, B. Pierson, “Radial gradient index intraocular lens: a theoretical model,” *Journal of Modern Optics* 2008;55(4-5):639-647.

IF = 1,062<sup>a</sup> Ilość cytowań: 3<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 27<sup>c</sup>

W artykule tym zaprezentowane zostały wyniki badań prowadzonych przeze mnie w ramach doktoratu, częściowo rozszerzone w ramach badań prowadzonych na początku mojego zatrudnienia na Politechnice Wrocławskiej. Mój osobisty wkład był następujący: współautorstwo pomysłu na opracowanie projektu gradientowej soczewki wewnątrzgałkowej z radialnym rozkładem współczynnika załamania, mającym na celu minimalizację aberracji sferycznej całego oka; implementacja algorytmów numerycznych wyznaczania biegu promieni przez ośrodek gradientowy; przeprowadzenie symulacji, których celem było wyznaczenie optymalnych parametrów gradientowego rozkładu współczynnika załamania w soczewce wewnątrzgałkowej w zależności od osiowej długości gałki ocznej oraz wyznaczenie parametrów obrazu powstałego po odbiciu od rogówki; konsultacje otrzymanych wyników; przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 75%

AP8. D. Siedlecki, H. Kasprzak, B.K. Pierson, “Dynamic changes in corneal topography and its influence on the point-spread function of the eye,” *Applied Optics* 2007;46(8):1361-1366.

IF = 1,701<sup>a</sup> Ilość cytowań: 3<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 32<sup>c</sup>

W artykule tym zaprezentowane zostały wyniki badań prowadzonych przeze mnie w ramach doktoratu, częściowo rozszerzone w ramach badań prowadzonych na początku mojego zatrudnienia na Politechnice Wrocławskiej. Mój osobisty wkład był następujący: analiza



przedstawionych w artykule interferogramów w celu wyznaczenia dynamicznych zmian topografii rogówki; przeprowadzenie symulacji, których celem było wyznaczenie wpływu tych zmian topografii rogówki na jakość obrazu siatkówkowego; konsultacje otrzymanych wyników; przygotowanie artykułu do publikacji obejmujące badania literaturowe, opracowanie graficzne oraz redakcję tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 70%

### 3.2.2. Artykuły naukowe opublikowane w pozostałych czasopismach

BP1. M. Lewandowska, W. Jasińska-Kwaśnik, A. Józwik, D. Siedlecki, “Measurement of oxygen permeability of contact lenses based on analysis of porosity,” *Interdisciplinary Journal of Engineering Sciences* 2015;3(1):1-5.

IF: brak    Ilość cytowań: 0    Punktacja MNiSW: 4

W artykule tym zaprezentowane zostały wyniki badań prowadzonych w ramach pracy magisterskiej p. Wandy Jasińskiej, której byłem promotorem. Mój osobisty wkład był następujący: autorstwo pomysłu na badania; opieka merytoryczna; konsultacje otrzymanych wyników; udział w przygotowaniu artykułu do publikacji obejmujący przede wszystkim korektę tekstu.

Szacowany wkład osobisty: 15%

### 3.2.3. Komunikaty, które ukazały się w materiałach konferencyjnych indeksowanych w bazie Web of Science

Pogrubieniem został wyróżniony ten spośród współautorów komunikatu, który osobiście prezentował go na konferencji.

CP1. **A. Jozwik**, D. Siedlecki, M. Zajac, “Evaluation of intraocular lens implant location in the eyeball basing on the Purkinje images,” poster na konferencji: 18<sup>th</sup> Czech-Polish-Slovak Optical Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics, 3-7 września 2012, Ostravice, Czechy. Materiały konferencyjne: 18<sup>th</sup> Czech-Polish-Slovak Optical Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics, *Seria: PROCEEDINGS OF SPIE*. Ed.: J. Peřina Jr, L. Nozka, M. Hrabovsky, *et al.* 2012;8697:869700.

IF: brak    Ilość cytowań: 1<sup>b</sup>    Punktacja MNiSW: 10<sup>c</sup>

CP2. **A. Barcik**, J. Nowak, D. Siedlecki, M. Zając, J. Zarówny, “Physical model of human eye with implantable intraocular lenses,” poster na konferencji: 16<sup>th</sup> Polish-Slovak-Czech Optical Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics, 8-12 września 2008, Polanica Zdrój, Polska. Materiały konferencyjne: 16<sup>th</sup> Polish-Slovak-Czech Optical Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics, *Book Series: PROCEEDINGS OF SPIE*, Ed.: A. Popiolek-Masajada, E. Jankowska, W. Urbanczyk, 2008;7141:71411A.

IF: brak    Ilość cytowań: 2<sup>b</sup>    Punktacja MNiSW: 10<sup>c</sup>

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

---

CP3. **D. Siedlecki**, M. Zajac, J. Nowak, “Characteristics of the retinal images of the eye optical systems with implanted intraocular lenses,” wykład na konferencji: 15<sup>th</sup> Czech-Polish-Slovak Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics, 11-15 września 2006, Liberec, Czechy. Materiały konferencyjne: *15<sup>th</sup> Czech-Polish-Slovak Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics, Book Series: PROCEEDINGS OF SPIE* Ed.: M. Miler, D. Senderakova, M. Hrabovsky, 2007;6609:66091C.

IF: brak Ilość cytowań: 0<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 10<sup>c</sup>

CP4. M. Zajac, **D. Siedlecki**, J. Nowak, “Retinal images in the human eye with implanted intraocular lens,” poster na konferencji: 15<sup>th</sup> Czech-Polish-Slovak Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics, 11-15 września 2006, Liberec, Czechy. Materiały konferencyjne: *15<sup>th</sup> Czech-Polish-Slovak Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics Book Series: PROCEEDINGS OF SPIE* Ed.: M. Miler, D. Senderakova, M. Hrabovsky, 2007;6609:66091D.

IF: brak Ilość cytowań: 0<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 10<sup>c</sup>

CP5. **D. Siedlecki**, M. Zajac, J. Nowak, “Retinal image quality with the different types of intraocular lenses including new idea of the hybrid IOLs,” poster na konferencji: Biophotonics 2007: Optics in Life Science, 18-20 czerwca 2007, Monachium, Niemcy. Materiały konferencyjne: *BIOPHOTONICS 2007: Optics in Life Science, Book Series: PROCEEDINGS OF SPIE* Ed.: J. Popp, G. von Bally, 2007;6633:63329-63329.

IF: brak Ilość cytowań: 0<sup>b</sup> Punktacja MNiSW: 10<sup>c</sup>

### 3.2.4. Pozostałe komunikaty i wystąpienia konferencyjne

Pogrubieniem został wyróżniony ten spośród współautorów komunikatu, który osobiście prezentował go na konferencji.

KP1. **D. Siedlecki**, R. Koprowski, W. Kowalik, H. Kasprzak, „Koherentna tomografia optyczna w pomiarach dynamiki kąta tęczykowo-rogowkowego,” wykład na konferencji: OPTYKA 2014, 7 listopada 2014, Poznań, Polska;

KP2. A. Józwik, **D. Siedlecki**, M. Zajac, „Podłużna aberracja chromatyczna oka pseudofakicznego mierzona in vivo,” poster na konferencji: OPTYKA 2014, 7 listopada 2014, Poznań, Polska;

KP3. **A. Juszczyk**, D. Siedlecki, „Obliczenia obrazów Purkinjego dla modelu oka pseudofakicznego,” poster na konferencji: OPTYKA 2014, 7 listopada 2014, Poznań, Polska;

KP4. **D. Siedlecki**, W. Kowalik, R. Koprowski, H. Kasprzak, Z. Wróbel, “Optical coherence tomography as a tool to estimate dynamics of the irido-corneal angle,” poster na konferencji: VII European/I World Meeting in Visual and Physiological Optics, 25-27 sierpnia 2014, Wrocław, Polska. Materiały konferencyjne: *Proceedings of the VII European / I World Meeting in Visual and Physiological Optics VPOptics 2014*, Ed.: D. Robert Iskander, Henryk T. Kasprzak. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, s. 313-316, 2014;

- KP5. **D. Siedlecki**, A. Hill-Bator, A. Jóźwik, “In vivo chromatic aberration of pseudophakic eyes,” wykład na konferencji: Spring Workshop on Eye Research, 5-6 kwietnia 2013, Wrocław, Polska.
- KP6. **A. Jóźwik**, D. Siedlecki, M. Zając, “Measurements of intraocular lens location in the eyeball based on purkinje images,” wykład na konferencji: Spring Workshop on Eye Research, 5-6 kwietnia 2013, Wrocław, Polska;
- KP7. **D. Siedlecki**, A. Jóźwik, A. Hill-Bator, A. Turno-Kręcicka, M. Zając, „Longitudinal chromatic aberration in eyes with intraocular lens implanted: preliminary report,” poster na konferencji: The 17th ESCRS Winter Meeting, 15-17 lutego 2013, Warszawa, Polska;
- KP8. **A. Jóźwik**, M. Lewandowska, M. Mulak, D. Siedlecki, M. Zając, „Model research of the retinal image quality in the eye with artificial intraocular lens,” poster na konferencji: The 17th ESCRS Winter Meeting, 15-17 lutego 2013, Warszawa, Polska;
- KP9. **A. Jóźwik**, D. Siedlecki, M. Zając, “Ocena położenia soczewki wewnątrzgałkowej w oku oparta na analizie położenia odbić Purkiniego,” poster na konferencji: Konferencja Optyka 2012, 9-10 listopada 2012, Poznań, Polska;
- KP10. **D. Siedlecki**, S. Ortiz, S. Marcos, “Calibration of a commercial anterior segment OCT instrument for accurate corneal topography,” wykład na konferencji: 6th EOS Topical Meeting on Visual and Physiological Optics (EMVPO 2012), 20-22 sierpnia 2012, Dublin, Irlandia. Materiały konferencyjne: *6th EOS Topical Meeting on Visual and Physiological Optics (EMVPO 2012): Final Programme*. European Optical Society, s. 40-41, 2012;
- KP11. **M. Lewandowska**, D. Siedlecki, G.J. Ziółkowski, “Różne techniki pomiaru kształtu powierzchni soczewki wewnątrzgałkowej,” wykład na konferencji: Współczesna myśl techniczna w naukach medycznych i biologicznych: III sympozjum, 25-26 maja 2012, Wrocław, Polska. Materiały konferencyjne: *Współczesna myśl techniczna w naukach medycznych i biologicznych: III sympozjum, Wrocław, 25-26 maja 2012: materiały konferencyjne*. Wrocław: Oddział Polskiej Akademii Nauk we Wrocławiu, s. 95-96, 2012;
- KP12. A. Jóźwik, M. Lewandowska, D. Siedlecki, **M. Zając**, „Lokalizacja wszczepialnej soczewki wewnątrzgałkowej a jakość obrazu siatkówkowego,” wykład na konferencji: II Międzynarodowe Forum Chirurgii Okulistycznej, 13-14.04.2012, Katowice, Polska;
- KP13. **A. Jóźwik**, D. Siedlecki, M. Zając, „Sposób wyznaczania lokalizacji soczewki wewnątrzgałkowej z wykorzystaniem odbić Purkiniego,” plakat na konferencji: II Polska Konferencja Optyczna, 27 czerwca – 01 lipca 2011, Międzyzdroje, Polska;
- KP14. **A. Jóźwik**, D. Siedlecki, M. Zając, „Możliwości oceny jakości obrazu siatkówkowego w oku ze wszczepioną soczewką wewnątrzgałkową,” poster na konferencji: Interdyscyplinarna Konferencja „Ko-oper field 2011”, 8-11 czerwca 2011, Szklarska Poręba, Polska. Materiały konferencyjne: *Interdyscyplinarność badań naukowych 2011*: praca zbiorowa / pod red. Jarosława Szreka. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, s. 155-158, 2011.

- KP15. **S. Ortiz**, D. Siedlecki, P. Perez-Merino, S. Marcos, „Anterior Segment Optical Coherence Tomography (OCT): From Nice Images to Accurate Topography,” poster na konferencji: *Annual Meeting of the Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO)*, 1-5 maja 2011, Fort Lauderdale, USA. Materiały konferencyjne: *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2011;52(14): E-abstract 3022.
- KP16. **A. Jóźwik**, D. Siedlecki, M. Zając, „Modelowanie numeryczne obrazów Purkiniego,” wykład na konferencji: Współczesna myśl techniczna w naukach medycznych i biologicznych: II symposium, 15-16 kwietnia 2011, Wrocław, Polska. Materiały konferencyjne: *Współczesna myśl techniczna w naukach medycznych i biologicznych: II symposium*, Wrocław, 15-16 kwietnia 2011: materiały konferencyjne. Wrocław: Oddział Polskiej Akademii Nauk we Wrocławiu, s. 29-30, 2011;
- KP17. **D. Siedlecki**, A. de Castro, S. Ortiz, D. Borja, S. Uhlhorn, F. Manns, S. Marcos, “Estimation of the contribution of the gradient index structure to the posterior surface optical distortion in excised human crystalline lenses imaged by Optical Coherence Tomography,” wykład na konferencji: 5th European Meeting on Visual and Physiological Optics (EMPVO), 22-24 sierpnia 2010, Sztokholm, Szwecja. Materiały konferencyjne: *EOS Topical Meeting: 5th European Meeting on Visual and Physiological Optics (EMVPO): Final Programme*. European Optical Society, s. 23, 2010;
- KP18. **A. de Castro**, S. Ortiz, E. Gamba, D. Siedlecki, S. Marcos, “Three-dimensional reconstruction of the gradient refractive index of the crystalline lens in vitro from OCT images,” wykład na konferencji: 5th European Meeting on Visual and Physiological Optics (EMPVO), 22-24 sierpnia 2010, Sztokholm, Szwecja. Materiały konferencyjne: *EOS Topical Meeting: 5th European Meeting on Visual and Physiological Optics (EMVPO): Final Programme*. European Optical Society, s. 24, 2010;
- KP19. A. Jóźwik, **D. Siedlecki**, M. Zając, “Performance of multifocal intraocular lenses in the artificial eye model - preliminary results,” poster na konferencji: 5th European Meeting on Visual and Physiological Optics (EMPVO), 22-24 sierpnia 2010, Sztokholm, Szwecja. Materiały konferencyjne: *EOS Topical Meeting: 5th European Meeting on Visual and Physiological Optics (EMVPO): Final Programme*. European Optical Society, s. 51, 2010;
- KP20. **A. Jóźwik**, D. Siedlecki, M. Zając, „Possibilities of measurements of intraocular lens performance in the artificial eye model,” poster na konferencji: 8th International OSA Network of Students Conference IONS-8, 20-26 czerwca 2010, Moskwa, Rosja;
- KP21. **S. Ortiz**, D. Siedlecki, S. Marcos, „Quantitative OCT measurements of the anterior segment of the eye,” wykład na konferencji: International Winter Workshop on Experimental Eye Research, 15-17 stycznia 2010, Jugów, Polska;
- KP22. **A. Jóźwik**, D. Siedlecki, M. Zając, “Measurement of intraocular lens performance in the artificial eye model,” wykład na konferencji: International Winter Workshop on Experimental Eye Research, 15-17 stycznia 2010, Jugów, Polska;

- KP23. **S. Ortiz**, D. Siedlecki, L. Remon, D. Pascual, S. Marcos, “Correction of the optical distortion in optical coherence tomography systems,” wykład na konferencji: IX Reunion Nacional de Optica, 14-17 września 2009, Ourense, Hiszpania;
- KP24. **A. Jóźwik**, D. Siedlecki, M. Zając, „Obraz siatkówkowy w modelu oka ze wszczepialną jednoogniskową soczewką wewnątrzgałkową,” wykład na konferencji: I Polska Konferencja Optyczna, 27 czerwca – 1 lipca 2009, Będlewo, Polska;
- KP25. **S. Ortiz**, D. Siedlecki, L. Remon, S. Marcos, „ Three-dimensional Optical Distortion Correction for Quantitative Anterior Segment OCT,” poster na konferencji: *Annual Meeting of the Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO)*, 3-7 maja 2009, Fort Lauderdale, USA. Materiały konferencyjne: *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2009;50(13): E-abstract 5796.
- KP26. **A. Jóźwik**, D. Siedlecki, M. Zając, „Charakterystyki optyczne modelowego oka ze sztuczną soczewką wewnątrzgałkową - analiza wybranych przypadków,” wykład na konferencji: XVI Konferencja Inżynierii Akustycznej i Biomedycznej, 30 marca – 3 kwietnia 2009, Zakopane, Polska;
- KP27. **D. Siedlecki**, S. Ortiz, L. Remon, S. Marcos, “New imaging techniques to investigate optical properties of the crystalline and intraocular lenses,” poster na konferencji: 5<sup>th</sup> International OSA Network of Students Conference IONS-5, 19-21 lutego 2009, Barcelona, Hiszpania;
- KP28. **A. Jóźwik**, D. Siedlecki, M. Zając, „Badanie jakości odwzorowania soczewek progresywnych,” poster na konferencji: I Konferencja Optyczna, 21 listopada 2008, Poznań, Polska.
- KP29. **D. Siedlecki**, H. Ginis, “The longitudinal chromatic aberration of pseudophakic eyes,” wykład na konferencji: 4th European Meeting on Physiological Optics, 31 sierpnia – 2 września 2008, Heraklion, Grecja;
- KP30. A. Jóźwik, **D. Siedlecki**, “Optical performance of the eye with progressive addition lens correction,” poster na konferencji: 4th European Meeting on Physiological Optics, 31 sierpnia – 2 września 2008, Heraklion, Grecja;
- KP31. **D. Siedlecki**, B.K. Pierscionek, “The Idea of Gradient Index Intraocular Lens (IOL),” wykład na konferencji: British Congress for Optometry and Vision Science, 4-5 września 2007, Coleraine, Wielka Brytania. Materiały konferencyjne: *Ophthalmic and Physiological Optics* 2008;28(1):101 DOI: 10.1111/j.1475-1313.2007.00530\_18.x;
- KP32. **H.S. Ginis**, D. Kaltsa, D. Siedlecki, I. Pallikaris, „Longitudinal Chromatic Aberration in Eyes Implanted with Acrylic Intraocular Lenses,” wykład na konferencji: *Annual Meeting of the Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO)*, 27 kwietnia – 1 maja 2008, Fort Lauderdale, USA. Materiały konferencyjne: *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2008;49(13): E-abstract 2423.

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

---

KP33. **D. Siedlecki**, “On the chromatic aberrations of IOLs,” wykład zaproszony zaprezentowany na: 6th Aegean Summer School in Visual Optics, 26 czerwca – 1 lipca 2005, Heraklion, Grecja;

KP34. **D. Siedlecki**, “Alternative designs of IOLs,” wykład zaproszony zaprezentowany na: 6<sup>th</sup> Aegean Summer School in Visual Optics, 26 czerwca – 1 lipca 2005, Heraklion, Grecja;

<sup>a</sup> według bazy Web of Science, zgodnie z rokiem opublikowania.

<sup>b</sup> według Journal Citation Report, stan na 4 maja 2016.

<sup>c</sup> dla publikacji wydanych w latach 2005-2012 – wg ujednoliconej listy czasopism ogłoszonej komunikatem MNiSW z dn. 25.06.2010, zgodnie z oceną parametryczną Uczelni w 2010 r.; dla publikacji wydanych w roku 2013 - wg listy ujednoliconej z dn. 20.12.2012; dla publikacji wydanych w roku 2014 - wg listy z dn. 17.12.2013; dla publikacji wydanych w roku 2015 – wg listy z dn. 31.12.2014. wraz ze zmianami z dnia 24.3.2015; dla publikacji wydanych w roku 2016 – wg listy z dn. 23.12.2015.

### 3.2.5. Opis działalności naukowej po uzyskaniu stopnia doktora, niezwiązanej z badaniami przedstawionymi w ramach wniosku habilitacyjnego

Po ukończeniu studiów doktoranckich, zostałem zatrudniony na stanowisku asystenta naukowo-dydaktycznego w Instytucie Fizyki na Wydziale Podstawowych Problemów Techniki. Kontynuowałem swoją pracę badawczą w Zespole Optyki Fizjologicznej (obecnie: Zespole Optyki Widzenia). Początkowo zająłem się rozwijaniem własnego modelu optycznego oka, opracowanego w ramach doktoratu. Przedstawiłem ideę gradientowej soczewki wewnątrzgałkowej o radialnym rozkładzie współczynnika załamania [AP7]. W tej pracy przedstawiłem również procedurę doboru optymalnych wartości parametrów rozkładu gradientowego takiej soczewki. Symulacje numeryczne pokazały, że dobre wartości zapewniały praktycznie bezaberracyjne odwzorowanie całego układu optycznego oka pseudofakijnego.

W roku 2007 uzupełniłem i rozszerzyłem badania nad wpływem dynamiki topografii rogówki na jakość obrazu siatkówkowego, również rozpoczęte w ramach doktoratu. Zaowocowało to kolejną publikacją [AP8].

Praca [AP5] zawiera wyniki symulacji przeprowadzonych w ramach badań nad jakością korekcji przebiopii za pomocą progresywnych soczewek okularowych. Symulacje zostały przeprowadzone na podstawie kontaktowych pomiarów topograficznych przednich powierzchni takich soczewek. To właśnie złożony kształt tych powierzchni zapewnia korekcję widzenia zarówno do dali, jak i do bliży. Symulacje zostały przeprowadzone przez główną autorkę pracy, p. Agnieszkę Jóźwik (z domu Barcik), w ramach pracy magisterskiej przygotowanej pod moja opieką.

Z kolei prace [AP4,AP3,AP2] stanowią część szeregu publikacji powstałych w ramach projektu badawczego „Badanie jakości obrazu w oku ze wszczepioną soczewką wewnątrzgałkową” (N518 414138) finansowanego ze środków Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego w latach 2010-2013. Prace te przedstawiają wyniki badań eksperymentalnych dotyczących metody szacowania lokalizacji soczewki wewnątrzgałkowej z wykorzystaniem optomechanicznego modelu układu optycznego oka, który został rozwinięty przez członków Zespołu Optyki Widzenia.



dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

### 3.3. Zestawienie prac naukowych

Podsumowanie aktywności naukowej (stan na 4 maja 2016):

L.p.	Prace naukowe	Przed doktoratem	Po doktoracie	Prace naukowe i twórcze określone w art. 16, ust. 2 ustawy
1.	autorstwo lub współautorstwo publikacji naukowych w czasopismach znajdujących się w bazie <i>Journal Citation Reports (JCR)</i>	2	20	12
2.	wynalazki, wzory użytkowe i przemysłowe, które uzyskały ochronę i zostały wystawione na międzynarodowych lub krajowych wystawach lub targach	-	-	-
3.	autorstwo zrealizowanego oryginalnego osiągnięcia projektowego, konstrukcyjnego lub technologicznego	-	-	-
4.	udzielone patenty międzynarodowe lub krajowe	-	1	1
5.	autorstwo lub współautorstwo monografii, publikacji naukowych w czasopismach międzynarodowych lub krajowych innych niż znajdujące się w bazie <i>Journal Citation Reports (JCR)</i>	-	1	-
6.	Autorstwo lub współautorstwo odpowiednio dla danego obszaru: opracowań zbiorowych, katalogów zbiorów, dokumentacji prac badawczych, ekspertyz	-	-	-
7.	kierowanie międzynarodowymi lub krajowymi projektami badawczymi lub udział w takich projektach	-	2	-
8.	wygłoszenie referatów na międzynarodowych lub krajowych konferencjach tematycznych	1	9	-
9.	międzynarodowe lub krajowe nagrody za działalność naukową	-	-	-
10.	sumaryczny <i>impact factor</i> publikacji naukowych składających się na osiągnięcie wynikające z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003r. o stopniach naukowych i tytułach w zakresie sztuki, zgodnie z rokiem opublikowania	X	X	23,056
11.	sumaryczny <i>impact factor</i> publikacji naukowych według listy <i>Journal Citation Reports (JCR)</i> , zgodnie z rokiem opublikowania;	4,173	33,100	X
12.	indeks Hirscha opublikowanych publikacji według bazy <i>Web of Science (WoS)</i> ;	X	10	X

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

13.	Liczba cytowań publikacji według bazy <i>Web of Science (WoS)</i> ;	Całkowita: 30, w tym <b>cytowania niezależne: 29</b>	Całkowita: 264, w tym <b>cytowania niezależne: 227</b>	Całkowita: 213, w tym <b>cytowania niezależne: 184</b>
-----	---	--	--	--

### 3.4. Zestawienie prac i publikacji naukowych z uwzględnieniem Impact Factor i punktów MNiSW

L.p.	Czasopismo	Ogółem			Prace naukowe i twórcze określone w art. 16, ust. 2 ustawy		
		ΣIF*	ΣPunkty MNiSW <sup>a</sup>	Liczba prac	Liczba prac	ΣIF*	ΣPunkty MNiSW <sup>a</sup>
1.	<i>Applied Optics</i>	4,521	96	3	2	2,820	64
2.	<i>BioMed Research International<sup>b</sup></i>	1,579	20	1	1	1,579	20
3.	<i>Biomedical Optics Express<sup>c</sup></i>	4,666	70	2	2	4,666	70
4.	<i>Computers in Biology and Medicine</i>	1,24	20	1	-	-	-
5.	<i>Interdisciplinary Journal of Engineering Sciences<sup>d</sup></i>	brak	4	1	-	-	-
6.	<i>Journal of Biomedical Optics</i>	2,870	32	1	1	2,870	32
7.	<i>Journal of Modern Optics</i>	3,294	81	3	2	3,294	54
8.	<i>Optica Applicata</i>	0,689	26	2	-	-	-
9.	<i>Optics Express</i>	7,506	64	2	1	3,753	32
10.	<i>Optics Letters</i>	3,882	40	1	-	-	-
11.	<i>Optik</i>	1,890	50	3	-	-	-
12.	<i>Optometry and Vision Science</i>	5,136	84	3	3	5,136	84
13.	<i>Proceedings of SPIE</i>	brak	60	6	-	-	-
Suma:		37,273	658	29	12	23,056	356

\* zgodnie z rokiem opublikowania

<sup>a</sup> dla publikacji wydanych w latach 2005-2012 – wg ujednoliconej listy czasopism ogłoszonej komunikatem MNiSW z dn. 25.06.2010, zgodnie z oceną parametryczną Uczelni w 2010 r.; dla publikacji wydanych w roku 2013 - wg listy ujednoliconej z dn. 20.12.2012; dla publikacji wydanych w roku 2014 - wg listy z dn. 17.12.2013; dla publikacji



dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

---

wydanych w roku 2015 - wg listy z dn. 31.12.2014. wraz ze zmianami z dnia 24.3.2015; dla publikacji wydanych w roku 2106 – wg listy z dn. 23.12.2015.

<sup>b</sup> do 2012 roku czasopismo miało tytuł *Journal of Biomedicine and Biotechnology*. W 2013 roku zmieniło ono tytuł na *BioMed Research International*, jednak w zestawieniu czasopism punktowanych z dnia 31.12.2014 ze zmianami figuruje wciąż pod starym, nieaktualnym już tytułem; natomiast w zestawieniu czasopism punktowanych z dnia 23.12.2015 figuruje dwa tytuły tego samego czasopisma o różnej liczbie przyznanych punktów; w zestawieniu przyjąłem wartość niższą.

<sup>c</sup> artykuły zostały opublikowane w roku 2010, to jest w pierwszym roku istnienia czasopisma. Czasopismo zostało wliczone do katalogu czasopism indeksowanych w 2011 roku, dlatego też wartość IF w zestawieniu została podana za bazą JCR za rok 2011.

<sup>d</sup> artykuł został opublikowany w roku 2015. W tymże roku czasopismo zostało wliczone do katalogu MNiSW czasopism punktowanych, dlatego też wartość punktacji w zestawieniu dla tego czasopisma została podana za listą czasopism ogłoszonej komunikatem MNiSW z dn. 23.12.2015.

## 4. Współpraca zagraniczna i krajowa

1. Institute of Vision & Optics, University of Crete, Heraklion, Grecja
  - dr Harilaos S. Ginis – współautor 1 wspólnej publikacji;
2. School of Biomedical Science, University of Ulster, Coleraine, Wielka Brytania
  - prof. Barbara K. Pierscionek – współautor 3 wspólnych publikacji;
3. Bascom Palmer Eye Institute, University of Miami Miller School of Medicine, Miami, USA
  - prof. Fabrice Manns – współautor 3 wspólnych publikacji,
  - prof. Jean-Marie Parel – współautor 3 wspólnych publikacji,
  - dr Esdras Arrieta – współautor 1 wspólnej publikacji,
  - dr David Borja – współautor 3 wspólnych publikacji,
  - dr Stephen Uhlhorn – współautor 3 wspólnych publikacji;
4. Instituto de Óptica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Madryt, Hiszpania
  - prof. Susana Marcos – współautor 8 wspólnych publikacji oraz 1 wspólnego patentu międzynarodowego,
  - dr Sergio Ortiz – współautor 7 wspólnych publikacji oraz 1 wspólnego patentu międzynarodowego,
  - dr Alberto de Castro – współautor 5 wspólnych publikacji,
  - dr Laura Remon – współautor 3 wspólnych publikacji,
  - dr Enrique Gamba – współautor 2 wspólnych publikacji,
  - dr Pablo Perez-Merino – współautor 1 wspólnej publikacji,
  - Noelia Chia – współautor 1 wspólnej publikacji,
  - Daniel Pasqual – współautor 1 wspólnej publikacji,
  - dr Carlos Dorransoro – współautor 1 wspólnego patentu międzynarodowego;
5. Instytut Fizyki, Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu, Polska
  - prof. dr hab. Maciej Wojtkowski – współautor 2 wspólnych publikacji
  - dr hab. Maciej Szkulmowski – współautor 1 wspólnej publikacji
  - dr Ireneusz Grulkowski – współautor 1 wspólnej publikacji
6. Katedra i Klinika Okulistyki, Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich, Wrocław, Polska
  - dr n med. Aneta Hill-Bator – współautor 1 wspólnej publikacji
  - dr n med. Anna Turno-Kręcicka – współautor 1 wspólnej publikacji

## 5. Stypendia i granty

Projekt badawczy: „**Badanie jakości obrazu w oku ze wszczepioną soczewką wewnątrzgałkową**” (N518 414138) finansowany ze środków Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego w latach 2010-2013 – wykonawca.

Projekt rozwojowy: „**Opracowanie nieinwazyjnej metody wczesnej diagnostyki jaskry w oparciu o badanie korelacji dynamiki przedniego odcinka oka i aktywności układu sercowo-naczyniowego**” (NR13-0012-10/2010) finansowany ze środków Narodowego Centrum Badań i Rozwoju w latach 2010-2013 – wykonawca.

Stypendium wyjazdowe „**Refractive properties and aberrations of model eyes determined using the method of double pass ray tracing,**” (WAR/342/14) w ramach programu The British-Polish Young Scientists Programme (YSP) finansowanego ze środków British Council Poland oraz Komitetu Badań Naukowych w roku 2003.

## 6. Osiągnięcia dydaktyczne, popularyzujące naukę i organizacyjne

### 6.1. Prowadzone zajęcia dydaktyczne

W latach 2005-2015 moje obciążenia dydaktyczne wynosiły średnio około 330h w każdym roku akademickim. Prowadziłem następujące zajęcia na jednolitych studiach magisterskich na kierunku Fizyka Techniczna oraz na studiach 1 stopnia i 2 stopnia na kierunkach Optyka, Inżynieria Biomedyczna:

- Fotometria i Kolorymetria (laboratorium)
- Geometryczna Teoria Odwzorowania Optycznego (laboratorium komputerowe)
- Komputerowe Wspomaganie Projektowania Układów Optycznych (laboratorium komputerowe)
- Laboratorium Podstaw Fizyki
- Obliczenia Optyczne (wykład, laboratorium komputerowe)
- Optyka dla Optometrystów (ćwiczenia rachunkowe)
- Optyka Falowa – Teoria i Zastosowania (ćwiczenia rachunkowe)
- Optyka Geometryczna (wykład, ćwiczenia rachunkowe)
- Optyka Geometryczna i Przyrządy Optyczne (ćwiczenia rachunkowe)
- Optyka Instrumentalna (wykład, ćwiczenia rachunkowe)
- Optyka Inżynierska (laboratorium)
- Podstawy Optycznego Przetwarzania Informacji (laboratorium)
- Pomiary Optometryczne (laboratorium)
- Pomiary Optyczne 1 (wykład)
- Pomiary Optyczne 2 (laboratorium)
- Teoria Odwzorowania Optycznego (laboratorium komputerowe)
- Wstęp do Optyki (ćwiczenia rachunkowe)

Ponadto:

- jestem osobą odpowiedzialną za dydaktyczne wykorzystanie programu Zemax® na Wydziale Podstawowych Problemów Techniki PWr w ramach Zemax Educational Programme udostępnianego przez producenta tego oprogramowania,

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

---

- jestem współautorem instrukcji roboczych do ćwiczeń laboratoryjnych z Laboratorium Podstaw Fizyki oraz Fotometrii i Kolorymetrii.

## 6.2. Opieka naukowa nad studentami

Opieka promotorska nad pracami dyplomowymi, magisterskimi i inżynierskimi w latach 2005-2016:

<b>2016</b>	Patrycja Zwolenik	„Badania zmian topografii rogówki po pomiarach typu air-puff” (praca inżynierska)
<b>2016</b>	Daria Bloch	„Porównanie wyników pomiarów centralnej grubości rogówki wykonanych za pomocą tomografu optycznego i tonometru” (praca inżynierska)
<b>2016</b>	Dominik Halkowicz	„Korekcja aberracji sferycznej w numerycznym modelu oka pseudofakicznego” (praca inżynierska)
<b>2015</b>	Agnieszka Duś	„Pomiary dynamiki w obrębie kąta tęczykowo-rogówkowego z wykorzystaniem OCT” (praca magisterska)
<b>2015</b>	Natalia Małgorzata Idczak	„Symulacje jakości odwzorowania w modelach oka z gradientową soczewką ocną” (praca inżynierska)
<b>2015</b>	Jolanta Lisowska	„Pomiar właściwości sprężystych soczewek wewnątrzgałkowych” (praca inżynierska)
<b>2015</b>	Marta Kazimierska	„Wyznaczenie jakości odwzorowania w modelu oka z soczewką wewnątrzgałkową” (praca inżynierska)
<b>2014</b>	Agnieszka Juszczak	„Obliczenia obrazów Purkiniego dla modelu oka z wszczepioną soczewką wewnątrzgałkową” (praca magisterska)
<b>2014</b>	Anna Kowaluk	„Badania centralnej grubości rogówki wśród studentów Politechniki Wrocławskiej” (praca magisterska)
<b>2014</b>	Anna Szczepańska	„Wyznaczanie dystorsji polowej koherentnego tomografu optycznego” (praca inżynierska)
<b>2012</b>	Marcin Szewczyk	„Analiza występowania wad refrakcji w społecznościach miejskich oraz wiejskich na podstawie przeprowadzonych badań” (praca inżynierska)
<b>2012</b>	Agnieszka Duś	„Wykorzystanie techniki obrazów Purkiniego do pomiarów umiejscowienia soczewki wewnątrzgałkowej w modelu oka” (praca inżynierska)
<b>2010</b>	Magdalena Urbaniak	„Ocena jakości widzenia po operacji usunięcia zaćmy i wszczepienia soczewki wewnątrzgałkowej” (praca magisterska)

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

---

<b>2010</b>	Dariusz Balcerek	„Pomiar aberracji chromatycznej oczu z wszczepioną soczewką wewnątrzgałkową” (praca magisterska)
<b>2010</b>	Wanda Jasińska	„Pomiar przepuszczalności tlenu w soczewkach kontaktowych” (praca magisterska)
<b>2008</b>	Agnieszka Barcik	„Badanie jakości odwzorowania soczewek progresywnych” (praca magisterska)
<b>2008</b>	Sylwia Giel	„Wpływ wieku i stopnia akomodacji na parametry układu optycznego oka ludzkiego” (praca magisterska)
<b>2008</b>	Wanda Jasińska	„Badanie ostrości wzroku u osób starszowzrocznych po korekcji soczewkami progresywnymi” (praca inżynierska)
<b>2008</b>	Dariusz Balcerek	„Konstrukcja układu do subiektywnego pomiaru aberracji chromatycznej układu optycznego oka ludzkiego” (praca inżynierska)

### 6.3. Działalność popularnonaukowa

<b>2014</b>	Promocja kierunku OPTYKA na Drzwiach Otwartych w Zespole Szkół nr 1 we Wrocławiu, w dniach 14-15 marca 2014 roku.
<b>2013</b>	Wykład popularyzatorski na Festiwalu Nauki i Talentów w I Liceum Ogólnokształcącym im. Juliusza Słowackiego w Oleśnicy, w dniu 21 marca 2013 roku pt.: „Czy Dalton był daltonistą? Rzecz o widzeniu barwnym, ale nie tylko...”
<b>2013</b>	Warsztaty naukowe na Dolnośląskim Festiwalu Nauki we Wrocławiu: 1. „Tajniki widzenia przestrzennego” 2. „Dlaczego widzimy w 3D?”
<b>2011</b>	Wykłady popularyzatorskie oraz warsztat naukowy na Dolnośląskim Festiwalu Nauki w Ząbkowicach: 1. „Tajniki widzenia przestrzennego” (wykład); 2. „Czy Dalton był daltonistą? Rzecz o widzeniu barwnym, ale nie tylko...” (wykład); 3. „Optyka na co dzień” (warsztat)
<b>2011</b>	Warsztat naukowy na Dolnośląskim Festiwalu Nauki we Wrocławiu pt.: „Tajniki widzenia przestrzennego”
<b>2010</b>	Warsztat naukowy na Dolnośląskim Festiwalu Nauki we Wrocławiu pt.: „Tajniki widzenia przestrzennego”
<b>2006</b>	Wykład w ramach XIII Cyklu Wykładów Popularyzujących Fizykę pt.: „Czy Dalton był daltonistą? Rzecz o widzeniu barwnym”

### 6.4. Działalność organizacyjna

**2014**                      wolontariusz przy organizacji konferencji VII European/I World Meeting in Visual and Physiological Optics, 25-27 sierpnia 2014, Wrocław;

dr inż. Damian Siedlecki:

„Badania eksperymentalne i modelowanie właściwości optycznych i geometrycznych przedniego segmentu oka”

---

- 2013** członek komitetu organizacyjnego *Spring Workshop on Eye Research* Wrocław 5-6 kwietnia 2013;
- 2011** opracowanie redakcyjne wydawnictwa „*20 lat Seminarium Instytutu Fizyki: spis referatów*”, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław;
- 2010** członek komitetu organizacyjnego „International Winter Workshop on Experimental Eye Research”, Jugów 15-17 stycznia 2010;
- 2006** opracowanie redakcyjne wydawnictwa „*15 lat Seminarium Instytutu Fizyki: spis referatów*”, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław;
- 2005-2008** sekretarz Seminarium Instytutu Fizyki Politechniki Wrocławskiej;
- 2005** członek komitetu organizacyjnego „The Joint Conference of the German Society of Applied Optics (DGaO) and Section of Optics of the Polish Physical Society (PTF)”, Wrocław 17-20 maja 2005;
- 2003-2005** sekretarz Interdyscyplinarnego Seminarium dla Doktorantów w Instytucie Fizyki Politechniki Wrocławskiej.

#### 6.5. Działalność recenzencka

W latach 2005-2016 zrecenzowałem około 30 artykułów naukowych dla następujących czasopism o zasięgu międzynarodowym:

*Applied Optics*

*BioMedical Engineering Online*

*Biomedical Optics Express*

*BMC Ophthalmology*

*Journal of Biomedical Optics*

*Journal of Cataract and Refractive Surgery*

*Journal of Modern Optics*

*Optica Applicata*

*Optics Express*

*Optics Letters*

*Optometry and Vision Science*

*Photonics Letters of Poland*

*The Open Optics Journal*

*Vision Research*

*Siedlecki*