



LATVIJAS UNIVERSITĀTE

FIZIKAS UN MATEMĀTIKAS FAKULTĀTE

Varis Karitāns

**OPTISKO UN NEIRĀLO FAKTORU IETEKME UZ
UZTVERTĀ ATTĒLA KVALITĀTI**

PROMOCIJAS DARBS

Darba vadītājs: Prof., Dr. hab. Phys. Māris Ozoliņš

Rīga
2012

Darbs ir izstrādāts no 2007. līdz 2011. gadam Latvijas Universitātes Fizikas un Matemātikas fakultātes Optometrijas un Redzes zinātnes nodaļā.

Zinātniskais vadītājs: Prof., Dr. habil. phys. **Māris Ozoliņš**

Recenzenti:

Prof., Dr. habil. phys. **Ivars Lācis**, Latvijas Universitāte

Prof., Dr. habil. biol. **Juris Imants Aivars**, Latvijas Universitāte

Dr. **Frank Stein**, Ifa systems AG Frechen/Cologne

Fizikas un Astronomijas, un Mehānikas Specializētās promocijas padomes priekšsēdētājs:
Prof., Dr. habil. phys. **Jānis Spīgulis**

Darbs tiks aizstāvēts 2012. gada 23. aprīlī plkst. 17:00 atklātā Promocijas padomes sēdē Rīgā, LU Fizikas un Matemātikas fakultātē, Zeļļu ielā 8

Ar promocijas darbu var iepazīties LU Bibliotēkā (Kalpaka bulv. 4), Latvijas Akadēmiskajā bibliotēkā (Rūpniecības iela 10) un LU Fizikas un Matemātikas fakultātē F210 telpā.

Darbs ir izstrādāts ar Eiropas Sociālā Fonda atbalstu.



© Latvijas Universitāte, 2012

© Varis Karitāns, 2012

Satura rādītājs

Anotācija.....	7
Abstract.....	7
1. Ievads.....	8
1.1. Darba aktualitāte.....	8
1.2. Darba mērķis.....	8
1.3. Darba novitāte.....	9
1.4. Aizstāvamās tēzes.....	10
2. Teorētiskā daļa.....	11
2.1. Jēdziens ‘viļņu fronte’.....	11
2.2. Jēdziens ‘aberācija’.....	12
2.3. Aberāciju matemātiskais apraksts.....	13
2.4. Attēla veidošanās optiskā sistēmā.....	15
2.5. Optiskās kvalitātes mēri.....	17
2.6. Acs aberāciju cēloņi un attīstība.....	19
2.7. Acs aberāciju nozīme redzes zinātnē.....	21
2.7.1. Redzes uztveri ietekmējošie faktori.....	21
2.7.2. Acs aberāciju nozīme oftalmoloģijā.....	23
2.8. Aberāciju korekcijas principi.....	25
2.8.1. Adaptīvās optikas pamati.....	25
2.8.2. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensors.....	26
2.8.3. Viļņu frontes korektori.....	28
3. Eksperimentālā daļa.....	29
3.1. Iekārtas un aprīkojums.....	29
3.1.1. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensors.....	29
3.1.2. Deformējamie spoguļi.....	29
3.1.3. Programmatūra.....	30
3.1.4. Papildaprīkojums.....	31
3.2. Vernjē (Vernier) asuma pētījumi.....	32
3.2.1. Ievads.....	32
3.2.2. Eksperimentālā daļa.....	33

3.2.2.1. Eksperimenta dalībnieki.....	33
3.2.2.2. Optiskā sistēma	34
3.2.2.3. Aberāciju mērīšana un korekcija	35
3.2.2.4. Psihofizikālā metode.....	36
3.2.2.5. Datu analīze	36
3.2.3. Rezultāti	38
3.2.3.1. Acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas efektivitāte.....	38
3.2.3.2. Vernjē asuma atkarība no acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmeņa ...	40
3.2.4. Analīze	41
3.2.5. Secinājumi.....	43
3.3. Acs aberāciju ietekme uz binokulāro redzes uztveri.....	44
3.3.1. Ievads	44
3.3.2. Eksperimentālā daļa	44
3.3.2.1. Eksperimenta dalībnieki.....	44
3.3.2.2. Optiskā sistēma	45
3.3.2.3. Psihofizikālā metode.....	46
3.3.2.4. Datu analīze	46
3.3.3. Rezultāti	48
3.3.3.1. Aberāciju ģenerēšana	48
3.3.3.2. RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšnis	49
3.3.4. Analīze	49
3.3.5. Secinājumi.....	50
3.4. Krāsu piesātinājuma adaptācijas pētījumi.....	51
3.4.1. Ievads	51
3.4.2. Eksperimentālā daļa	52
3.4.2.1. Eksperimenta dalībnieki.....	52
3.4.2.2. Psihofizikālā metode.....	52
3.4.2.2.1. Pieskaņošanas metode.....	52
3.4.2.2.2. Konstanto stimulu metode	54
3.4.2.3. Stimuli.....	55
3.4.2.4. Kalibrācija.....	55

3.4.3. Rezultāti	56
3.4.3.1. Pieskaņošanas metode.....	56
3.4.3.2. Konstanto stimulu metode	57
3.4.4. Analīze	59
3.4.5. Secinājumi.....	61
3.5. Asinsvadu diametra atkarība no acs aberācijām	62
3.5.1. Ievads	62
3.5.2. Eksperimentālā daļa	63
3.5.2.1. Aberāciju simulācija staru figūrā	63
3.5.2.2. Aberāciju simulācija tīklenes attēlā	64
3.5.2.3. Staru platuma un asinsvadu diametra aprēķināšana.....	65
3.5.2.3.1. Pusaugstuma platuma metode.....	65
3.5.2.3.2. Malu detektēšanas metode	66
3.5.2.4. Staru platumu attiecības korelācija ar asinsvadu diametru attiecību	67
3.5.3. Rezultāti	68
3.5.3.1. Staru figūras staru platuma pieaugums	68
3.5.3.2. Dažādu aberāciju kopu ietekme uz asinsvadu diametra attiecību.....	69
3.5.3.2.1. Pusaugstuma platuma metode.....	69
3.5.3.2.2. Malu detektēšanas metode	70
3.5.3.3. Staru platuma attiecības korelācija ar asinsvadu diametru attiecību	72
3.5.4. Analīze	73
3.5.5. Secinājumi.....	74
3.6. Viļņu frontes korektoru izveide fotorezista slānī.....	75
3.6.1. Ievads	75
3.6.2. Eksperimentālā daļa	76
3.6.2.1. Optiskā sistēma	76
3.6.2.2. Aberāciju mērīšana un korekcija	77
3.6.2.3. Fāzu maskas izveidošana	77
3.6.2.4. Viļņu frontes korektoru izveidošana.....	78
3.6.2.4.1. Fotorezista slāņa uzklāšana substrātam	78
3.6.2.4.2. Apgaismošana	79

3.6.2.4.3. Attīstīšana	79
3.6.2.5. Viļņu frontes korektoru optisko un fizikālo īpašību novērtēšana	79
3.6.2.5.1. Aberometrija	79
3.6.2.5.2. Skenējošā elektronu mikroskopija	80
3.6.2.5.3. Profilometrija	80
3.6.3. Rezultāti	80
3.6.3.1. Aberometrija	80
3.6.3.2. Skenējošā elektronu mikroskopija	84
3.6.3.3. Profilometrija	85
3.6.4. Analīze	87
3.6.5. Secinājumi.....	88
3.7. Kalibrācijas parametru ietekme uz aberāciju mērījumiem	89
3.7.1. Ievads	89
3.7.2. Eksperimentālā daļa	90
3.7.2.1. Eksperimenta dalībnieki.....	90
3.7.2.2. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora kalibrācija	90
3.7.2.3. Punktu centrēšana	91
3.7.2.4. Aberāciju mērīšana	92
3.7.3. Rezultāti	93
3.7.3.1. Centroīdu nobīdes	93
3.7.3.2. Acs aberāciju mērījumi	96
3.7.4. Analīze	97
3.7.5. Secinājumi.....	100
Praktiskā nozīmība.....	101
Izmantotā literatūra	101
Publikāciju saraksts.....	110
Konferenču tēzes.....	111
Pateicības	112

Anotācija

Acs ir optiska sistēma, kam piemīt nepilnības jeb aberācijas. Acs aberācijas ietekmē gan redzes uztveri, gan arī tīklenes struktūru saskatāmību. Attīstoties adaptīvās optikas tehnoloģijām, ir kļuvis iespējams kontrolēt acs optisko kvalitāti ļoti augstā līmenī.

Redzes funkciju atkarība no acs optiskās kvalitātes ir plaši pētīta, tomēr pētnieku vidū nav vienprātības par aberāciju nozīmi redzes uztverē. Promocijas darbā veikti pētījumi, cik lielā mērā redzes sistēma adaptējusies acs optiskajiem defektiem un kāda ir redzes sistēmas jutība pret dažāda veida aberācijām. Krāsu redzes eksperimenti pierāda adaptācijas procesu ietekmi uz redzes uztveri.

Promocijas darbā pierādīta acs optiskās kvalitātes nozīme tīklenes asinsvadu diametra novērtēšanā un oftalmoskopijas rezultātu interpretācijā. Darbā izstrādāti viļņu frontes korektori un analizētas to izmantošanas iespējas. Izstrādātie viļņu frontes korektori ir izmantojami aberometru kalibrēšanai.

Abstract

An eye is an optical system suffering from optical aberrations. Ocular aberrations influence both visual perception and visibility of retinal features. As technologies of adaptive optics advanced it became possible to control optical quality of an eye at very high level.

Dependence of visual functions on optical quality of an eye is widely studied. There is no scientific agreement regarding the role of ocular aberrations in visual perception. In the work, adaptation to the optical defects of an eye and sensitivity of the visual system to different aberrations has been studied. Color vision experiments confirm the role of adaptation processes in visual perception.

The role of optical quality of an eye in assessing the diameter of retinal blood vessels and in interpretation of the results of ophthalmoscopy has been proved. Wavefront correctors have been designed and their applicability has been studied. The wavefront correctors designed are suited for calibration of aberrometers.

1. Ievads

1.1. Darba aktualitāte

Sākotnēji adaptīvā optika tika izmantota atmosfēras turbulences efektu korekcijai astronomijā. Vēlāk adaptīvo optiku sāka izmantot arī redzes zinātnē acs optiskās kvalitātes kontrolei. Pētījumu pirmsākumos tika uzskatīts, ka starp redzes kvalitāti un acs optisko kvalitāti pastāv vienkāršs sakars, t.i., jo labāka ir acs optiskā kvalitāte, jo augstāks ir visu redzes funkciju līmenis. Promocijas darbā pievērsta uzmanību aktuālam jautājumam, vai acs optiskos defektus redzes sistēma izmanto savā labā, t.i., vai tā ir adaptējusies dzīves laikā šiem defektiem. Mūsdienās ļoti populārs acs refraktīvo defektu korekcijas līdzeklis ir progresīvās brilles, kam piemīt dažādi optiskie defekti. Progresīvo brīļu valkāšanas sākumposmā redzes uztvere ir traucēta attēla kropļojumu dēļ, un redzes sistēmas adaptācija acs optiskajiem defektiem nosaka, cik ilgā laikā cilvēks pie šo brīļu valkāšanas pierod.

Sarežģītu acs optisko defektu korekcija sarežģītās oftalmoskopijas metodēs sniedz iespēju saskatīt dažus mikronus lielus objektus (fotoreceptorus, kapilārus u.c.). Promocijas darbā pievērsta uzmanību aberāciju nozīmei parastajā oftalmoskopijā. Optometriisti un acu ārsti apzinās acs aberāciju nozīmi, koriģējot acs refraktīvās kļūdas, turpretim, apskatot acs dibenu, nereti aizmirst, ka, acs dibenu aplūkojot caur optiski nepilnīgu vidi, šie optiskie defekti var būtiski ietekmēt tīklenes struktūru redzamo formu.

Sarežģītu acs optisko defektu korekcija iespējama tikai laboratorijas apstākļos. Lai nodrošinātu augstu acs optisko kvalitāti ikdienā, nepieciešami pārnēsājami acs optisko traucējumu korekcijas līdzekļi. Promocijas darbā analizēts, cik viegli šādi korektori izgatavojami, izmantojot vienkārši realizējamas optiskās litogrāfijas metodes.

Redzes zinātnē ir plaši pētīta dažāda veida acs optisko defektu izplatība un apjoms lielā cilvēku grupā. Bieži vērojama neatbilstība starp dažādu autoru iegūtajiem mērījumu rezultātiem. Literatūrā bieži trūkst analīzes, kas ir iespējamie mērījumu rezultātu atšķirību iemesli. Promocijas darbā pievērsta uzmanību tam, vai atšķirības viņu frontes sensorā var radīt tādas acs aberāciju mērījumu rezultātu atšķirības, kādas novērojamas, salīdzinot dažādu autoru iegūtos rezultātus.

1.2. Darba mērķis

Promocijas darba galvenais mērķis ir izpētīt optisko un neirālo faktoru nozīmi redzes uztverē, oftalmoloģijā un aberometrijā.

Lai sasniegtu promocijas darba mērķi, bija jāveic šādi uzdevumi:

1. jāizpēta acs optiskās kvalitātes ietekme uz telpisko redzes uztveri;
2. jāizmēra lielākā acs aberāciju apjoma intraokulārā atšķirība, kas pieļaujama progresīvo brīļu izgatavošanā;
3. jāizpēta redzes sistēmas adaptācija stimula hromatiskajam saturam;
4. jāizpēta acs aberāciju ietekme uz tīklenes asinsvadu diametru;

5. jānovērtē fotorezista slānī izgatavotu viļņu frontes korektoru virsmas struktūra un optiskās īpašības, izmantojot dažādas metodes;

6. jāizpēta saistība starp izmērīto acs aberāciju apjomu un adaptīvās optikas sistēmas kalibrācijas parametriem.

1.3. Darba novitāte

1. Promocijas darbā pirmo reizi analizēts, kā dažādu aberāciju apjoma atšķirība starp abām acīm ietekmē redzes sistēmas spēju abās acīs veidotos attēlus sapludināt augstākajos redzes sistēmas centros. Redzes zinātnē veikti nedaudzi pētījumi, kā aberāciju veida un apjoma atšķirība ietekmē stereoredzi, turpretim redzes sistēmas spēja sapludināt abās acīs veidotos attēlus atkarībā no acu optiskajiem defektiem iepriekš nav pētīta. Promocijas darbā iegūtie rezultāti liecina par binokulārās redzes sistēmas adaptācijas spējām, kas iepriekš nav pētītas.

2. Promocijas darbā pirmo reizi pierādīts, ka dažādu aberāciju gadījumā novērojamas būtiskas tīklenes asinsvadu diametra izmaiņas un ka artēriju/vēnu diametru attiecības izmaiņas aberāciju dēļ salīdzināmas ar tām izmaiņām, ko rada dažādas tīklenes un vispārējas organisma slimības.

3. Promocijas darbā pirmo reizi, izmantojot dažādas metodes (aberometriju, skenējošo elektronu mikroskopiju un profilometriju), pētīta binārās spožuma skalas fāzu maskas lietojamība acs viļņu frontes korektoru izveidē. Binārās spožuma skalas fāzu maskas lietojums litogrāfijā ir plaši pētīts, tomēr tā nav izmantota viļņu frontes korektoru izveidei.

1.4. Aizstāvamās tēzes

1. Acs aberāciju radīto apmieglojumu redzes sistēma ir iemācījusies izmantot specifiskas redzes funkcijas – Vernjē (*Vernier*) asuma nodrošināšanai. Redzes sistēma interpolē daudzu fotoreceptoru signālus, lai noteiktu līnijas atrašanās vietu ar precizitāti, kas augstāka nekā to tā, ko pieļauj fotoreceptoru izvietojuma blīvums. Zema aberāciju korekcijas līmeņa rajonā Vernjē asums ir augsts tāpēc, ka smadzenes izmanto lielāku fotoreceptoru skaitu, lai aprēķinātu līnijas atrašanās vietu, un ka acs optiskajai sistēmai piemīt defekti, kuriem tā adaptējusies. Redzes sistēmā pastāv neirāls mehānisms, kura dēļ izkropļotas līnijas tiek uztvertas kā taisnas. Augsta aberāciju korekcijas līmeņa rajonā Vernjē asums ir augsts tāpēc, ka attēls uz tīklenes ir ass un tam ir augsts kontrasts.

2. Promocijas darba gaitā ir gūti pierādījumi redzes sistēmas adaptācijas spējām. Cilvēks savas dzīves laikā adaptējas tām aberācijām, kam ir pastāvīgs apjoms un kam atbilstošās punkta izplūdes funkcijas struktūra ir vienkārša. Visvieglāk ir pamanīt trīslapiņu aberācijas radītās attēla izmaiņas, visgrūtāk – sfēriskās aberācijas radītās izmaiņas. Iegūtie rezultāti ir izmantojami progresīvo lēcu izstrādē.

3. Pieskaņojot perifērā stimula krāsu piesātinājumu centrālā stimula krāsu piesātinājumam no ahromātiskās un maksimāli piesātinātās puses, līdzsvara punktā tiek iegūtas dažādas perifērā stimula piesātinājuma vērtības, t.i., tiek novērota krāsu piesātinājuma histerēze. Līdzsvara punktā iegūtā perifērā stimula piesātinājuma atkarība no adaptācijas laika ir eksponenciāla. Tas, iespējams, norāda uz nelineāru fotoreceptoru procesu iesaisti piesātinājuma adaptācijā.

4. Aberāciju kopas, kas savā starpā atšķiras ar savu struktūru un apjomu, dažādi ietekmē tīklenes attēlus. Acs aberācijas spēj ievērojami izmainīt A/V vērtību, salīdzinot to ar vērtību, kāda tā ir, ja acs optisko sistēmu ierobežo vienīgi difrakcija. A/V vērtības izmaiņas, ko rada acs aberācijas, ir salīdzināmas ar tām izmaiņām, ko rada acs patoloģijas. Aberāciju dēļ patoloģiskas asinsvadu diametra izmaiņas var palikt nepamanītas. Oftalmologam ir jāņem vērā pacienta un savas acs optiskais stāvoklis, novērtējot pacienta acs dibenu.

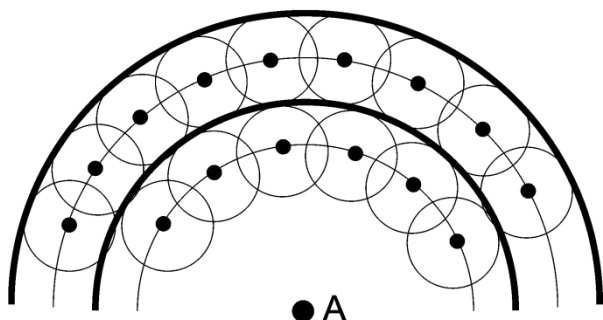
5. Viļņu frontes formu, kas nepieciešama augstāko kārtu aberāciju kompensēšanai, iespējams iegūt, apgaismojot fotorezistīvu slāni caur bināro spožuma skalas masku. Šāda maska rada straujas fotorezista slāņa dziļuma izmaiņas un spēcīgu gaismas izkliedi. Ja viļņu frontes korektori, kas izgatavoti, izmantojot bināro spožuma skalas masku, tiek lietoti aberometru kalibrēšanai, tad gaismas izkliede nav būtiska. Samazinot gaismas izkliedi, viļņu frontes korektori izmantojami aberāciju efektu mazināšanai oftalmoskopijas metodēs.

6. Šaka-Hartmana (*Shack-Hartmann*) viļņu frontes sensori jākalibrē, vai nu izmantojot asfērisku lēcu vai arī vienas modas šķiedras galu, kas novietots tālu no Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora ieejas zīlītes. Iespējamais cēlonis atšķirībai starp aberāciju apjomu, kas izmērīts, izmantojot dažādus Šaka-Hartmana viļņu frontes sensorus, ir dažāds kalibrācijai izmantotās viļņu frontes liekums.

2. Teorētiskā daļa

2.1. Jēdziens ‘viļņu fronte’

Gaismai izplatoties optiskā vidē, gaismas avotu apliec viļņu fronte. Ja tiek aplūkots punktveida gaismas avots, kas atrodas optiski homogēnā vidē, t.i., tādā vidē, kurā gaismas laušanas koeficients visā tilpumā ir vienāds, tad gaismas avotu apliec sfēriska viļņu fronte, kas bezgalīgi lielā attālumā kļūst plakana. Saskaņā ar Heigensa-Freneļa (*Huygens-Fresnel*) principu katrs punkts uz viļņu frontes ir sekundārais viļņu avots, no kā tālāk telpā izplatās sfēriski viļņi (skat. 2.1.1. attēlu). Sekundāro avotu apliecēja veido jauno viļņu fronti.



2.1.1. attēls. Heigensa-Freneļa princips viļņu frontes konstruēšanai. Optiski homogēnā vidē punktveida gaismas avotu (A) apliec sfēriska viļņu fronte. Katrs punkts uz sfēriskās viļņu frontes ir sekundāro viļņu avots. Sekundāro viļņu frontes apliecošā virsma ir jaunā viļņu fronte (trekninātais loks).

Sekundārajiem viļņiem, kas rodas katrā punktā, ir tāda pati frekvence un ātrums, kā vilnim, no kura tie radušies. Plakana viļņu fronte ir atskaites viļņu fronte, attiecībā pret kuru tiek mērīta patvaļīgi izvēlēta viļņu fronte. Gadījumā, ja viļņu fronte krīt uz atveri, kā arī gadījumā, ja tās ceļā ir šķērslis, tad viļņu fronte difragē, t.i., izplešas. Gaismas difrakcija novērojama tādēļ, ka šķēršļa malā sekundārie viļņi nedzēšas, un līdz ar to gaisma izplešas jeb difragē.

2.2. Jēdziens ‘aberācija’

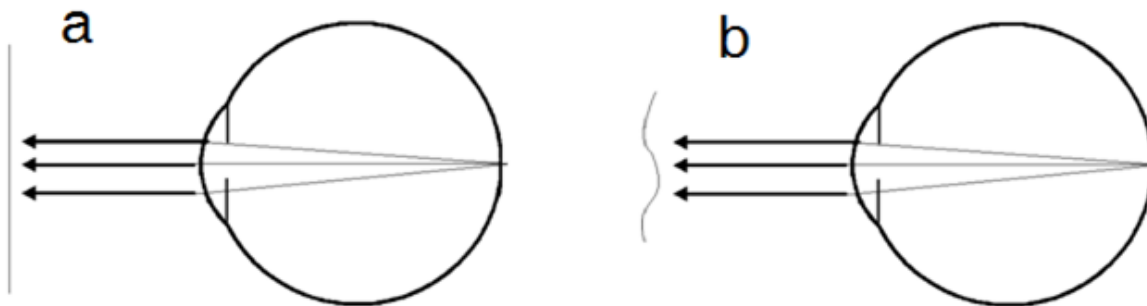
Ja optiskā vide nav viendabīga, tad viļņu fronte tiek deformēta. Jebkuru viļņu frontes novirzi no plakanas viļņu frontes sauc par aberāciju. Viļņu fronte var tikt deformēta, gan atstarojoties no nelīdzenas virsmas, gan arī, ejot cauri videi, kuras laušanas koeficients un biezums dažādās vietās atšķiras. Astronomiskos novērojumos aberācijas rodas Zemes atmosfērā turbulences efektu dēļ. Turbulences efekti, savukārt, rodas lokālu temperatūras un spiediena izmaiņu dēļ. Aberāciju gadījumā viļņu frontes fāze ir mainīga, kā arī absorbcijas dēļ var mainīties tās amplitūda.

Amplitūdas un fāzes izmaiņas atveres (zīlītes) robežās apraksta apertūras funkcija [1]:

$$A(y, z) = A_o(y, z) \cdot e^{i\phi(y, z)} \quad (2.2.1.)$$

kur $A_o(y, z)$ – amplitūda atveres punktā, kura koordinātas ir (y, z) , bet $\phi(y, z)$ – fāze atveres punktā, kura koordinātas ir (y, z) . Sajūtama ir tikai reālās daļas, t.i., amplitūdas iedarbība. Tā kā fāzes iedarbība nav sajūtama, tad tā ir imaginārs jeb iedomāts lielums. Acī ir vairākas optiskās vides – radzene, lēca, priekšējās kameras šķidrums un stiklveida ķermenis. Aberācijas var veidoties katrā no šīm vidēm (skat. 2.2.1. attēlu).

Aberācijas tiek iedalītas zemāko kārtu un augstāko kārtu aberācijās. Zemāko kārtu aberācijas ir aizture, noliece, defokuss un astigmātisms. Aizture ir viļņu frontes aizkavēšanās, tai ejot cauri viendabīgam plakanparalēlam materiālam. Aiztures gadījumā viļņu frontes forma un stara

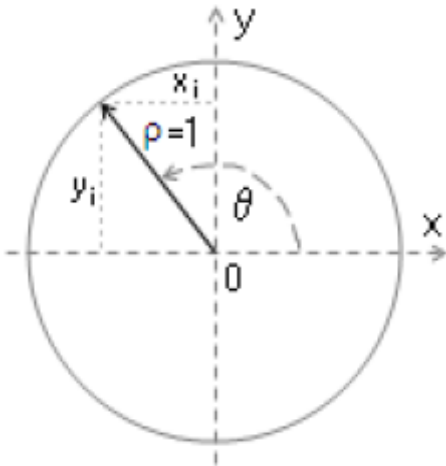


2.2.1. attēls. Plakana viļņu fronte (a) un viļņu fronte ar aberācijām (b). Katrā acs optiskajā elementā dažādu aberāciju dēļ viļņu fronte izkropļojas.

izplatīšanās virziens nemainās. Viļņu frontes forma nemainās arī nolieces gadījumā, bet šajā gadījumā mainās stara izplatīšanās virziens. Jebkura aberācija (izņemot aizturi un nolieci) pazemina uz tīklenes veidotā attēla kvalitāti, kā arī izkropļo no acs iznākošo viļņu fronti. Defokuss un astigmātisms ir koriģējami ar tradicionālajiem korekcijas līdzekļiem, t.i., brillēm un kontaktlēcām. Augstāko kārtu aberāciju viļņu frontes struktūra ir sarežģīta. Augstāko kārtu aberācijas koriģējamas, izmantojot adaptīvās optikas, lāzerķirurģijas u.c. metodes.

2.3. Aberāciju matemātiskais apraksts

Visbiežāk aberācijas matemātiski tiek aprakstītas, izmantojot Zernikes (*Zernike*) vai Zeideļa (*Seidel*) aberāciju teoriju [2]. Vēsturiski Zernikes aberāciju teorija ir kļuvusi populārāka nekā Zeideļa teorija. Zernikes aberāciju teorijā jebkuras formas viļņu fronte tiek sadalīta pamataberācijās. Katru pamataberāciju apraksta Zernikes polinoms, kam ir divi argumenti – radiālais arguments jeb rādiusvektors ρ un polārais leņķis θ . (skat. 2.3.1. attēlu).



2.3.1. attēls. Zernikes polinomu argumenti – rādiusvektors ρ un polārais leņķis θ . Rādiusvektors ρ ir bezdimensionāls lielums robežās no 0 līdz 1. Polārais leņķis tiek mērīts pretēji pulksteņrādītāja virzienam robežās no 0° līdz 360° .

Rādiusvektors ρ ir zīlītes rādiuss. Rādiusvektors ρ tiek normalizēts tā, lai tas būtu bezdimensionāls lielums robežās no 0 līdz 1. Polārais leņķis mainās robežās no 0 līdz 360 grādiem. Polārais leņķis θ tiek mērīts pretēji pulksteņrādītāja virzienam. Katram Zernikes polinomam atbilst savs Zernikes koeficients. Zernikes koeficienti ir Zernikes polinomu reizinātāji, kas raksturo katram Zernikes polinomam atbilstošās aberācijas ieguldījumu kopējā aberāciju ainā. Izmantojot Zernikes polinomus un koeficientus, viļņu fronti W iespējams uzrakstīt formā:

$$W(\rho, \theta) = \sum_n^k \sum_{m=-n}^n c_n^m Z_n^m(\rho, \theta) \quad (2.3.1.)$$

kur n – Zernikes polinoma (aberācijas) kāрта, bet m – azimutālā frekvence.

Zernikes polinomiem piemīt trīs īpašības, kuru dēļ tie ir ērti lietojami viļņu frontes aprakstam:

1. Zernikes polinomi ir ortogonāli;
2. Zernikes polinomi ir nepārtraukti vienības riņķa iekšpusē;
3. Zernikes polinomiem piemīt rotācijas simetrija.

Tiek izmantoti dažādi Zernikes polinomu standarti (OSA, TOPS4, Borna un Wolfa (*Born and Wolf*), Fringe u.c.), kas savā starpā atšķiras ar polinomu secību. Visbiežāk tiek izmantots Amerikas optikas biedrības (no angļu valodas: The Optical Society of America (OSA) – Amerikas Optikas Biedrība) standarts (skat. 2.3.1. tabulu).

Viļņu frontes sadalīšana Zernikes polinomos visbiežāk tiek veikta, izmantojot mazāko kvadrātu metodi. Mazāko kvadrātu metodes pamatā ir aplūkojamās viļņu frontes salīdzināšana ar viļņu fronti, ko apraksta kāds no Zernikes polinomiem. Katrā viļņu frontes punktā tiek aprēķināta starpība starp aplūkojamo viļņu fronti un Zernikes polinoma aprakstīto viļņu fronti. Pēc tam tiek aprēķināts šīs starpības kvadrāts. Visos punktos aprēķinātie kvadrāti tiek summēti. Zernikes koeficients, kam atbilstošā kvadrātu summa ir vismazākā, raksturo attiecīgās aberācijas ieguldījumu kopējā aberāciju ainā.

2.3.1. tabula. Zernikes polinomi no 0. līdz 4. kārtas aberācijām (OSA standarts). Pirmajā kolonnā redzams aberācijas kārtas numurs, otrajā kolonnā dota azimutālā frekvence, trešajā kolonnā polinoma izteiksme, ceturtajā kolonnā aberācijas nosaukums.

Zernikes polinoma kārtā	Azimutālā frekvence	Polinoma izteiksme	Aberācijas nosaukums
0	0	1	Nobīde
1	-1	$2\rho\cos(\theta)$	Vertikālā noliece
1	1	$2\rho\sin(\theta)$	Horizontālā noliece
2	-2	$\sqrt{6}\rho^2\sin(2\theta)$	Slīpais astigmātisms
2	0	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	Defokuss
2	2	$\sqrt{6}\rho^2\cos(2\theta)$	Horizontālais astigmātisms
3	-3	$\sqrt{8}\rho^2\sin(3\theta)$	Slīpā trīslapiņu aberācija
3	-1	$\sqrt{8}(3\rho^2 - 2\rho) \cdot \sin(\theta)$	Vertikālā koma
3	1	$\sqrt{8}(3\rho^2 - 2\rho) \cdot \cos(\theta)$	Horizontālā koma
3	3	$\sqrt{8}\rho^2\cos(3\theta)$	Horizontālā trīslapiņu aberācija
4	-4	$\sqrt{10}\rho^4\sin(4\theta)$	Slīpā četrslapiņu aberācija
4	-2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2)\sin(2\theta)$	Slīpais sekundārais astigmātisms
4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Sfēriskā aberācija
4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2)\cos(2\theta)$	Horizontālais sekundārais astigmātisms
4	4	$\sqrt{10}\rho^4\cos(4\theta)$	Horizontālā četrslapiņu aberācija

Zernikes polinomi veidoti tā, ka katrs Zernikes polinoms satur noteiktu daudzumu katra zemākas kārtas polinoma. Tas nepieciešams, lai nodrošinātu šo polinomu savstarpējo ortogonalitāti. Jāņem vērā, ka ne vienmēr Zernikes polinomi ir izmantojami viļņu frontes

aberāciju aprakstam, piemēram, Zernikes polinomi nav izmantojami gaisa turbulences gadījumā, kā arī kristālu apstrādes kļūdu radīto aberāciju aprakstam.

2.4. Attēla veidošanās optiskā sistēmā

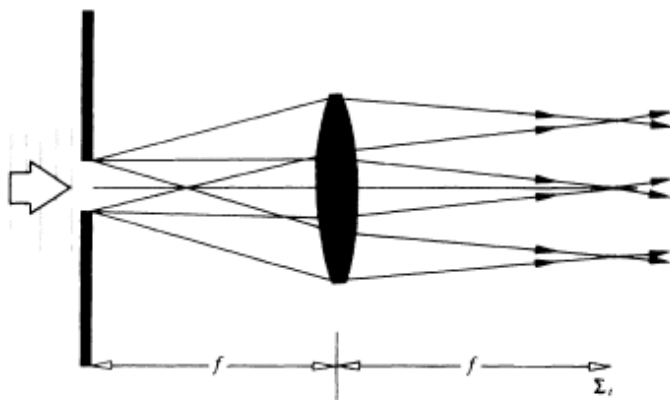
Pieņemsim, ka atveri, aiz kuras atrodas fokusējoša sistēma, aizpilda apertūras funkcija, kuru apraksta vienādojums [2]:

$$A(y, z) = A_o(y, z) \cdot e^{i\phi(y, z)} \quad (2.4.1.)$$

kur $A_o(y, z)$ – amplitūda atveres punktā, kura koordinātas ir (y, z) , bet $\phi(y, z)$ – fāze atveres punktā, kura koordinātas ir (y, z) .

Fokālajā plaknē veidojas attēls, ko sauc par punkta izplūdes funkciju (skat. 2.4.1. attēlu). Punkta izplūdes funkcija aprēķināma kā divdimensionāla apertūras funkcijas Furjē (*Fourier*) transformācija [1]:

$$E(y, z) = \iint_{-\infty}^{+\infty} A(y, z) e^{ik(Yy+Zz)/R} dydz \quad (2.4.2.)$$



2.4.1. attēls. Punkta izplūdes funkcijas veidošanās lēcas fokālajā plaknē (fokālā plakne atrodas staru krustošanās vietā). Atveri aizpilda apertūras funkcija, kas atrodas lēcas fokusā. Fokusā aiz lēcas izveidojas apertūras funkcijas Furjē transformācija jeb punkta izplūdes funkcija [1].

Pastāv būtiska atšķirība, vai starojums, kas aizpilda atveri, ir vai nav koherents. Koherenta starojuma gadījumā elektriskais lauks summējas, un gala intensitāte ir tieši proporcionāla gala lauka amplitūdas kvadrātam. Vienādojumā (2.4.2.) pieņemts, ka starojums ir koherents (summējas lauka intensitāte E). Nekoherenta starojuma gadījumā vispirms tiek aprēķināta intensitāte, lauka amplitūdu kāpinot kvadrātā, un pēc tam tiek summētas intensitātes. Visām aberācijām no 0. līdz 6. kārtai punkta izplūdes funkcijas redzamas 2.4.2. attēlā.

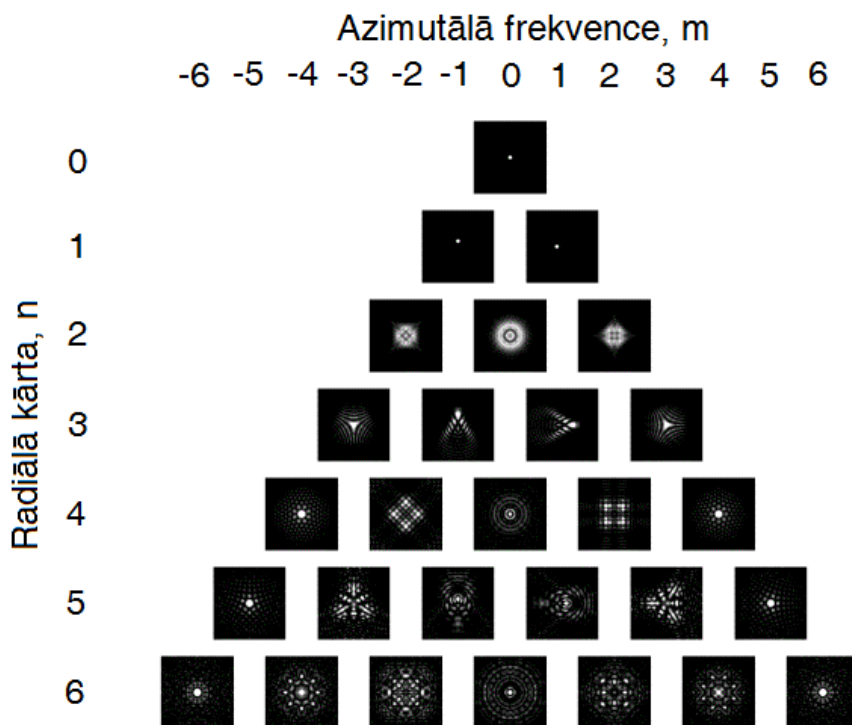
Ja uz riņķveida atveri krīt plakana viļņu fronte, tad lēcas fokālajā plaknē izveidojas Fraunhofera (*Fraunhofer*) difrakcijas aina – Airī (*Airy*) disks, ko aptver periodiski gaiši un tumši

gredzeni. Fraunhofer difrakcijas aina ir punkta izplūdes funkcijas speciālgadījums. Difrakcijas ainu pirmā gredzena rādiuss r aprēķināms, izmantojot vienādojumu:

$$r = \frac{1.22 \cdot \lambda}{d} \text{ (rad)} \quad (2.4.3.)$$

kur λ - viļņa garums (m), bet d – zīlītes diametrs (m).

Izmantojot Fraunhofer difrakcijas ainu, iespējams aprēķināt optiskās sistēmas telpisko izšķirtspēju atbilstoši Releja (*Rayleigh*) kritērijam. Saskaņā ar Releja kritēriju divi punkti uzskatāmi par izšķirti, ja starp Fraunhofer difrakcijas maksimumiem ir vismaz 16 % liels intensitātes kritums, salīdzinot ar maksimālo intensitāti.



2.4.2. attēls. Punkta izplūdes funkcijas no 0. līdz 6. kārtas aberācijām. Vertikālā virzienā mainās aberācijas kārtā, horizontālā virzienā – azimutālā frekvence [3].

Attēla veidošanās optiskajā sistēmā aprakstāma kā objekta intensitātes sadalījuma un punkta izplūdes funkcijas konvolūcija. Katrs punkts tiek aizstāts ar punkta izplūdes funkciju, un attēls veidojas kā visu punkta izplūdes funkciju summa.

$$I_i(Y, Z) = \iint_{-\infty}^{+\infty} I_o(y, z) \cdot S(Y - y, Z - z) dydz = I_o(y, z) \otimes S(y, z) \quad (2.4.4.)$$

kur $I_i(Y, Z)$ – attēla intensitātes sadalījums, $I_o(y, z)$ – objekta intensitātes sadalījums, $S(y, z)$ – punkta izplūdes funkcija, \otimes - konvolūcijas operators.

2.5. Optiskās kvalitātes mēri

Visbiežāk izmantotie optiskās sistēmas kvalitātes mēri ir PV (no angļu valodas: Peak-to-Valley (PV) – maksimālā deformācija), RMS (no angļu valodas: root-mean-square (RMS) – vidējā kvadrātiskā kļūda) un Strēla (*Strehl*) attiecība.

PV vērtība, neraugoties uz to, ka tā ir viegli aprēķināma, nav piemērots parametrs optiskās sistēmas kvalitātes raksturošanai. Optiskai sistēmai, kurai PV vērtība ir mazāka nekā citai optiskai sistēmai, kvalitāte var būt zemāka.

RMS vērtība ir viļņu frontes standartkļūda, un tā tiek aprēķināta noteiktam acs zīlītes izmēram, tādējādi daudz labāk raksturojot optiskās sistēmas kvalitāti.

RMS vērtība aprēķināma, katrā viļņu frontes punktā aprēķinot starpību starp viļņu frontes deformāciju un viļņu frontes deformāciju vidējo vērtību, ceļot starpību kvadrātā, visos punktos iegūtās vērtības summējot, summu dalot ar π un aprēķinot iegūtās vērtības kvadrātsakni:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^1 [\Delta W(\rho, \theta) - \overline{\Delta W}]^2 \rho d\rho d\theta} \quad (2.5.1.)$$

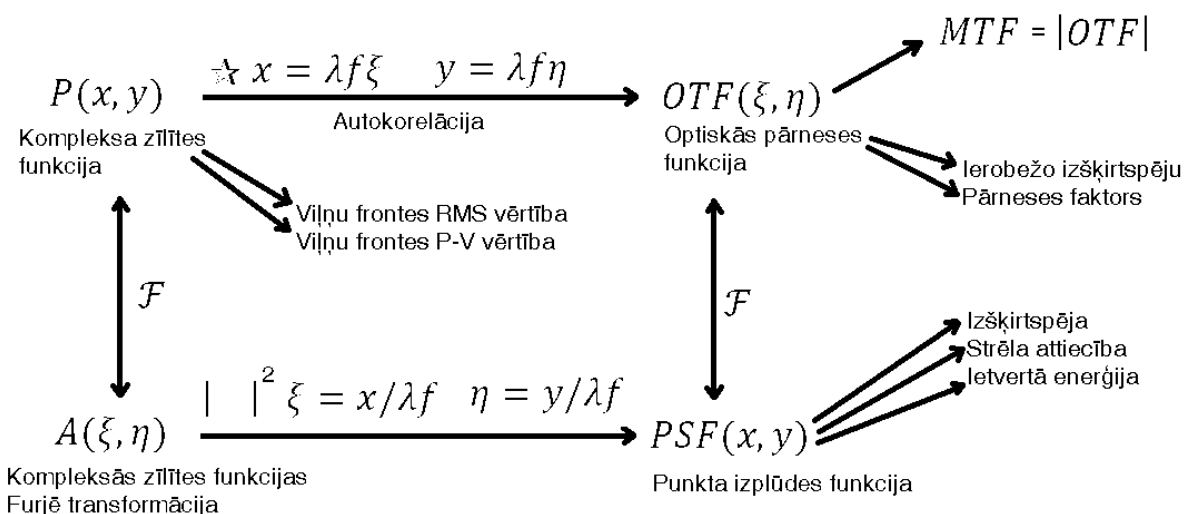
RMS vērtība aprēķināma arī kā kvadrātsakne no Zernikes koeficientu kvadrātu summas [4].

$$\text{RMS} = \sqrt{\sum_{n,m} (c_n^m)^2} \quad (2.5.2.)$$

Strēla attiecība ir punkta izplūdes funkcijas maksimālās intensitātes attiecība pret maksimālo intensitāti, kāda tā ir, ja optisko sistēmu ierobežo vienīgi difrakcija. Maksimālā Strēla attiecība ir 1. Šajā gadījumā optisko sistēmu ierobežo vienīgi difrakcija. Ja Strēla attiecība ir 0, tad centrālajā pīķī koncentrējas nulles enerģija. Strēla attiecība S tiek aprēķināta, izmantojot vienādojumu:

$$S = \frac{1}{\pi^2} \left| \int_0^{2\pi} \int_0^1 e^{i2\pi\Delta W(\rho, \theta)} \rho d\rho d\theta \right|^2 \quad (2.5.3.)$$

2.5.1. attēlā redzama saistība starp zīlītes funkciju, punkta izplūdes funkciju un optiskās pārnese funkciju. Punkta izplūdes funkcijas iegūšana no apertūras funkcijas aprakstīta iepriekš 2.4. nodaļā. Punkta izplūdes funkcijas Furjē transformācija ir optiskās pārnese funkcija (OTF). OTF izšķirama reālā daļa – modulācijas pārnese funkcija (MTF) un fāzes pārnese funkcija (PTF).



2.5.1. attēls. Saistība starp attēla kvalitātes kritērijiem. Punkta izplūdes funkcija aprēķināma kā divdimensionālas kompleksās zīlītes jeb apertūras funkcijas Furjē transformācijas moduļa kvadrāts. Optiskā pārnese funkcija, savukārt, ir divdimensionāla punkta izplūdes funkcijas Furjē transformācija. Optiskās pārnese funkcijas modulis MTF ir modulācijas pārnese funkcija.

Pastāv arī citi optiskās kvalitātes mēri [5] – tilpums zem punkta izplūdes funkcijas, intensitātes standartnovirze, neirālais asums, optiskās pārnese funkcijas Strēla attiecība, entropija u.c.

Lai salīdzinātu dažādas aberācijas, tika izvēlēts mērs – punkta izplūdes funkcijas tilpums. Punkta izplūdes funkcijas tilpumu apraksta divkāršais integrālis, kas aprēķināts punkta izplūdes funkcijas projekcijas laukumā D:

$$V = \iint_D PSF(x, y) dS \quad (2.5.4.)$$

kur $PSF(x, y)$ ir divdimensionāla punkta izplūdes funkcija, dS – laukuma elements, D – laukums, kurā punkta izplūdes funkcijas tilpums tiek rēķināts.

Aprēķinot punkta izplūdes funkcijas tilpumu, visām aberācijām tika izvēlēta RMS vērtība 0.3 μm un zīlītes diametrs bija 6 mm. 2.5.1. tabulā salīdzināts dažādām aberācijām atbilstošās punkta izplūdes funkcijas tilpums. Katrā 2.5.1. tabulas lauciņā tilpumu attiecība aprēķināta, dalot šim lauciņam atbilstošās tabulas pirmajā kolonnā minētās aberācijas punkta funkcijas izplūdes tilpumu ar šim lauciņam atbilstošās tabulas augšējā rindā minētās aberācijas punkta izplūdes funkcijas tilpumu.

2.5.1. tabula. Punkta izplūdes funkciju tilpuma salīdzinājums dažādām aberācijām no 2. līdz 4. kārtai. Katrā tabulas lauciņā tilpumu attiecība aprēķināta, dalot šim lauciņam atbilstošās tabulas pirmajā kolonnā minētās aberācijas punkta funkcijas izplūdes tilpumu ar šim lauciņam atbilstošās tabulas augšējā rindā minētās aberācijas punkta izplūdes funkcijas tilpumu.

	c_2^{-2}	c_2^0	c_2^2	c_3^{-3}	c_3^{-1}	c_3^1	c_3^3	c_4^{-4}	c_4^{-2}	c_4^0	c_4^2	c_4^4
c_2^{-2}	1.00	0.49	0.99	2.28	2.55	2.55	2.28	3.94	1.22	2.00	1.11	3.95
c_2^0	2.05	1.00	2.03	4.67	5.24	5.24	4.67	8.08	2.51	4.10	2.28	8.10
c_2^2	1.01	0.49	1.00	2.30	2.58	2.58	2.30	3.98	1.23	2.02	1.12	3.99
c_3^{-3}	0.44	0.21	0.44	1.00	1.12	1.12	1.00	1.73	0.54	0.88	0.49	1.74
c_3^{-1}	0.39	0.19	0.39	0.89	1.00	1.00	0.89	1.54	0.48	0.78	0.44	1.55
c_3^1	0.39	0.19	0.39	0.89	1.00	1.00	0.89	1.54	0.48	0.78	0.44	1.55
c_3^3	0.44	0.21	0.44	1.00	1.12	1.12	1.00	1.73	0.54	0.88	0.49	1.74
c_4^{-4}	0.25	0.12	0.25	0.58	0.65	0.65	0.58	1.00	0.31	0.51	0.28	1.00
c_4^{-2}	0.82	0.40	0.81	1.86	2.09	2.09	1.86	3.22	1.00	1.64	0.91	3.23
c_4^0	0.50	0.24	0.50	1.14	1.28	1.28	1.14	1.97	0.61	1.00	0.56	1.98
c_4^2	0.90	0.44	0.89	2.05	2.30	2.30	2.05	3.54	1.10	1.80	1.00	3.55
c_4^4	0.25	0.12	0.25	0.58	0.65	0.65	0.58	1.00	0.31	0.51	0.28	1.00

2.5.1. tabulā redzams, ka, neraugoties uz to, ka visām aberācijām ir vienāda RMS vērtība, tilpums zem tām atbilstošajām punkta izplūdes funkcijām ir ļoti atšķirīgs. Tas nozīmē, ka dažādas aberācijas, kam ir viena un tā pati RMS vērtība, rada atšķirīgu attēla apmieglojumu.

2.6. Acs aberāciju cēloņi un attīstība

Acs ābolu iespējams iztēloties kā lodi ar aptuveni 22 mm diametru. Aci veido vairāki optiskie elementi – radzene, priekšējās kameras šķidrums, lēca, stiklveida ķermenis. Katra šī elementa īpašības dzīves laikā mainās, un šīs izmaiņas rada acs aberācijas. Acs aberāciju iemesli ir neregulāra radzenes un lēcas virsma [6], neviendabīgs acs optisko vidu gaismas laušanas koeficients [7], plakstiņu spiediens uz acs ābolu, optisko virsmu liekuma maiņa acs kustību dēļ [8], asaru plēvītes iztvaikošana [9] u.c. Aberācijas, kas piemīt katram no šiem optiskajiem elementiem, var gan summēties, gan pavājināties. Acs aberāciju apjoms ir ļoti atkarīgs no zīlītes diametra – tas ievērojami pieaug, palielinoties zīlītes diametram [10, 11].

Lielā cilvēku grupā jebkuras augstākās kārtas aberācijas (izņemot sfērisko aberāciju) vidējais apjoms ir aptuveni nulle. Tas saistīts ar to, ka acs aberāciju veidam un apjomam ir gadījuma raksturs. Ir veikti pētījumi, kas apliecina, ka jaunībā acs lēcas un radzenes aberācijas ir ar vienādu apjomu, bet ar pretēju zīmi, un līdz ar to radzenes un lēcas aberācijas lielā mērā neitralizē viena otru [12, 13]. Ļoti nozīmīga ir radzenes un lēcas sfēriskās aberācijas savstarpējā neitralizēšanās, jo sfēriskā aberācija būtiski pazemina redzes asumu un kontrastjūtību [14]. Jaunībā radzenei piemīt pozitīva sfēriskā aberācija, ko kompensē lēcas negatīvā sfēriskā

aberācija. Dzīves laikā lēcas sfēriskā aberācija kļūst pozitīva, kas saistīts ar to, ka lēcu virsmas kļūst vairāk izliektas, kā arī ar to, ka pieaug lēcas biezums. Sasniedzot presbiopijas vecumu, lēcā sāk veidoties slāņaina struktūra, radot papildus aberācijas.

Acs aberācijas mainās arī, acij pielāgojoties skatam dažādā attālumā jeb akomodējot. Acij akomodējot, ievērojami mainās sfēriskās aberācijas apjoms. Papildus aberācijas acī rodas, gaismai lūstot uz optisko vidu un lēcas slāņu robežvirsmas. Sfēriskās aberācijas izmaiņu iemesls, acij akomodējot, ir acs lēcas biezuma un formas maiņa. Ja acī, kas akomodējusies skatam tālumā, aberācijas ir koriģētas, tad, fokusējot skatu tuvumā, rodas jaunas aberācijas, un acs atkal vairs nav optiski pilnīga sistēma. Acs aberāciju dinamikas dēļ nepieciešama nepārtraukta aberāciju korekcija. Šī iemesla dēļ statistiski viļņu frontes korektori nespēj nodrošināt acs augstāko kārtu aberāciju korekciju, fokusējot skatu jebkurā attālumā. Dzīves laikā novērojamas arī komas izmaiņas. Horizontālās komas apjomam ir negatīva korelācija ar vecumu atšķirībā no sfēriskās aberācijas, kas ar vecumu korelē pozitīvi. Vertikālās komas apjoms korelē vāji ar vecumu.

Liels aberāciju apjoms novērojams acīs, kurās ir keratokonuss [15, 16]. Keratokonusa gadījumā vērojams radzenes izspīlējums virzienā uz leju, t.i., radzene kļūst koniska. Keratokonusa gadījumā novērojams liels komas apjoms. Keratokonuss ir progresējoša slimība, un to iespējams ierobežot vienīgi, acī ievietojot kontaktlēcas.

Noteiktu acs patoloģiju gadījumā iespējama acs lēcas noslīdēšana jeb decentrācija. Decentrācijas gadījumā acī novērojams izteikts prizmatiskais efekts jeb attēla nobīde. Parasti lēcas decentrēšanās gadījumā lēca arī sašķiebjas, radot komu. Aberācijas var rasties arī, acī ievietojot intraokulārās lēcas. Pēc intraokulārās lēcas ievietošanas acī var pieaugst gan sfēriskās aberācijas, gan arī komas un nolieces apjoms. Komas un nolieces rašanās saistīta ar neprecīzu intraokulāro lēcu centrēšanu un sasvēršanos.

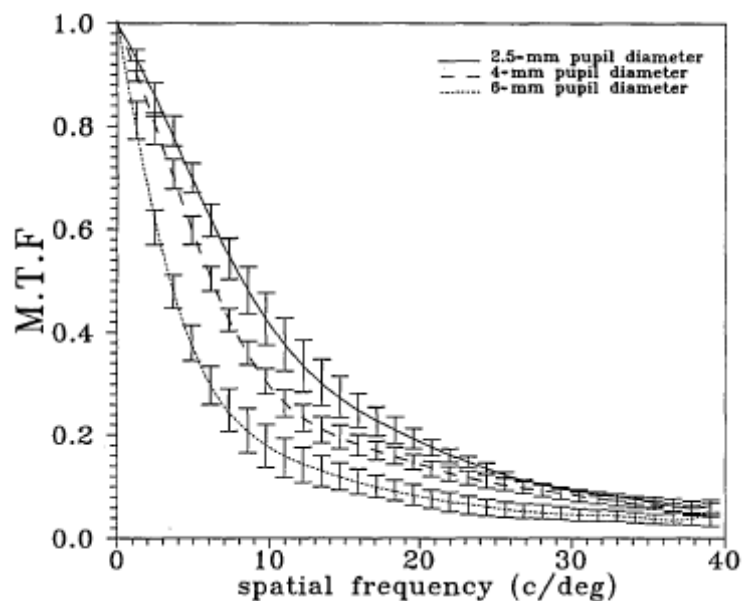
2.7. Acs aberāciju nozīme redzes zinātnē

2.7.1. Redzes uztveri ietekmējošie faktori

Trīs galvenie faktori, kas iespaido redzes kvalitāti, ir gaismas izkliede, difrakcija un aberācijas.

Galvenais gaismas izkļedes iemesls ir katarakta, bet to var radīt arī radzenes un stiklveida ķermeņa apduļķojumi un šūnu elementi priekšējās kameras šķidrumā. Dabīgos apstākļos gaismas izkliede visbiežāk novērojama miglā. Gaismas izkliede būtiski pazemina uz tīklenes veidotā attēla kontrastu, kas nereti tiek uzskatīts par tikpat nozīmīgu redzes kvalitātes rādītāju kā redzes asums. Gaismas izkļedes ietekme uz krāsainu stimulu uztveri aprakstīta un publicēta pētījumā [17]. Pētījums [17] tika veikts, skatoties uz krāsainiem Landolta (*Landolt*) stimuliem (C burtiem). Eksperimenti tika veikti gan laboratorijas apstākļos, izmantojot gaismu izkļiedējošus paraugus organiskā stikla (PMMA) matricā, gan arī Klermont-Ferānas (*Clermont-Ferrand*) miglas kamerā. Neraugoties uz to, ka zilā gaisma izkļiedējas visvairāk, visaugstākais redzes asums tika novērots, skatoties uz ziliem stimuliem, kas tika rādīti uz balta fona. Izolējot sarkanās un zaļās vāļītes, t.i., aplūkojot dzeltenus stimulus uz balta fona, tika novērots viszemākais redzes asums gan pastāvot gaismas izkļedei, gan arī bez tās.

Difrakcijas un aberāciju ietekme uz redzes uztveri parasti tiek aplūkota kopā. Ja acs zīlīte ir maza, tad acī dominē difrakcija, turpretim liela zīlītes izmēra gadījumā dominē aberācijas. Gan difrakcija, gan acs aberācijas rada attēla izplūdumu uz tīklenes. Difrakcija un acs aberācijas ietekmē uz tīklenes veidotā attēla telpisko frekvenču spektru. Telpisko frekvenču caurlaidību apraksta modulācijas pārnese funkcija, kas parāda, cik lielā mērā acs optiskā sistēma laiž cauri dažādas telpiskās frekvences un kāda ir attēla kontrasta attiecība pret objekta kontrastu dažādām telpiskām frekvencēm. Modulācijas pārnese funkcija acī dažādiem zīlītes izmēriem redzama 2.7.1.1. attēlā [18]. Ja acī nav aberāciju, tad šauras zīlītes gadījumā modulācijas pārnese funkcija kļūst vienāda ar 0 pie telpiskās frekvences aptuveni 60 cikli/grāds. Ja acī nav aberāciju, tad, zīlītei paplašinoties, robežfrekvence pieaug un 8 mm zīlītes gadījumā sasniedz vērtību aptuveni 250 cikli/grāds. Acī 4 mm un lielākas zīlītes gadījumā sāk dominēt aberāciju efekti, pazeminot robežfrekvenci. Acs modulācijas pārnese funkcija vienmēr sasniedz vērtību 0 pie telpiskās frekvences aptuveni 60 cikli/grāds, jo šauras zīlītes gadījumā aberāciju apjoms ir ļoti mazs, bet platas zīlītes gadījumā robežfrekvenci pazemina aberācijas. Modulācijas pārnese funkcija ir punkta izplūdes funkcijas Furjē transformācijas modulis.



2.7.1.1. attēls. Dzīvas acs modulācijas pārnese funkcija atkarībā no zīlītes diametra [18]. MTF – modulācijas pārnese funkcija; spatial frequency (c/deg) – modulācijas pārnese funkcija; pupil diameter – zīlītes diametrs.

Acs aberāciju nozīmei redzes uztverē veltīts daudz pētījumu. Acs aberācijas ietekmē redzes asumu [19], kontrastjūtību [20, 21], stereoredzi [22], akomodāciju [23] u.c. redzes funkcijas. Pētījumā [19] analizēta redzes asuma atkarība no acs augstāko kārtu aberācijām dažādu stimula spožuma līmeņu un kontrasta polaritāšu gadījumā. Būtisks redzes asuma uzlabojums tika novērots visu spožuma līmeņu gadījumā, aplūkojot baltus stimulus uz melna fona. Pretējas polaritātes stimulu gadījumā uzlabojums bija novērojams tikai zema spožuma apgabalā. Citā pētījumā [24] pievērsta uzmanība redzes asuma atkarībai no dažāda veida acs augstāko kārtu aberācijām. Gan otrās kārtas, gan trešās kārtas acs aberāciju korekcija radīja būtisku redzes asuma pieaugumu, turpretim ceturtās kārtas acs aberāciju korekcija (tajā skaitā arī sfēriskā aberācija) neradīja būtisku redzes asuma pieaugumu.

Nereti tiek uzskatīts, ka kontrastjūtība ir svarīgāks redzes kvalitātes rādītājs nekā redzes asums. Pētījumā [20] tika novērots seškārtīgs kontrastjūtības uzlabojums pēc acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas. Kontrastjūtības līknes formu ietekmē ne tikai acs aberāciju apjoms, bet arī viļņu frontes orientācija [25]. Pētījumā [25] tika novērots, ka sfēriskā aberācija nemainīja kontrastjūtības līknes formu, jo tās viļņu frontes forma ir radiāli simetriska, turpretim komas, trīslapiņu aberācijas u.c. veidu aberāciju viļņu frontes forma ir nesimetriska, un līdz ar to tās ietekmēja kontrastjūtības līknes formu.

Acs augstāko kārtu aberāciju apjoma intraokulārā atšķirība ietekmē stereoredzi [22]. Pieaugot aberāciju apjoma atšķirībai starp abām acīm, stereoredzes sliekšnis paaugstinājās. Eksperiments tika veikts, izmantojot izkļiedēto punktu stereogrammas.

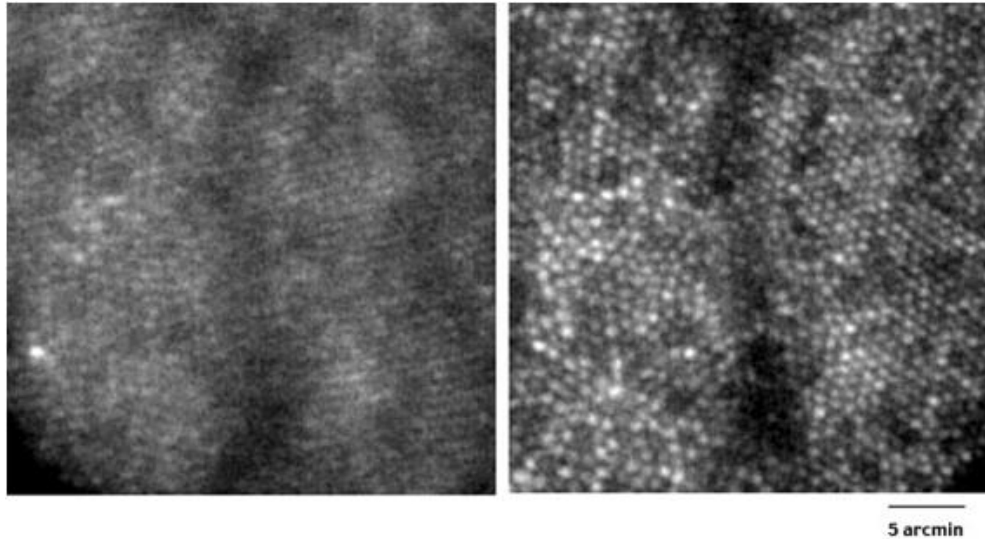
Redzes uztvere atkarīga ne tikai no optiskajiem, bet arī no neirālajiem faktoriem. Redzes garoza, kas analizē no tīklenes saņemto informāciju, dzīves laikā adaptējas acs aberāciju

radītajam apmieglojumam. Redzes sistēmas adaptācija acs aberāciju radītajam apmieglojumam pētīta vairākkārt [26, 27]. Pētījumā [26] analizēts, cik lielā mērā cilvēks ir adaptējies acs augstāko kārtu aberāciju radītajam apmieglojumam. Vispirms ar adaptīvo optiku acs augstāko kārtu aberācijas tika koriģētas. Pēc acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas acs optiskā kvalitāte tika pazemināta, izmantojot sākotnējo augstāko kārtu aberāciju spoguļskatu. Eksperimenta dalībniekam bija uzdevums mainīt spoguļskata aberāciju apjomu tā, lai abi stimuli izskatītos vienādi miglaini. Visi eksperimenta dalībnieki apliecināja, ka, acī pastāvot sākotnējām aberācijām, redzes kvalitāte ir augstāka. Spoguļskata aberāciju nepieciešamais aberāciju apjoms bija aptuveni 60 % no sākotnējo aberāciju apjoma.

Pētījumā [27] analizēts, kāds ir optimālais acs augstāko kārtu aberāciju līmenis, kas nepieciešams, lai uztvertā attēla kvalitāte būtu visaugstākā. Ar adaptīvās optikas palīdzību tika mainīta attēla optiskā kvalitāte. Eksperimenta dalībniekam bija jāizvēlas vislabākā uztvertā attēla kvalitāte. Visaugstākā attēla kvalitāte bija gadījumā, ja nekoriģēto acs augstāko kārtu aberāciju apjoms bija aptuveni 12 % apjoma. Pētījuma [27] autori šos rezultātus skaidro ar redzes sistēmas adaptāciju acs augstāko kārtu aberāciju radītajam apmieglojumam un secina, ka šie rezultāti jāņem vērā, acs augstāko kārtu aberāciju korekcijai izmantojot lāzerķirurģijas metodes.

2.7.2. Acs aberāciju nozīme oftalmoloģijā

Acs aberācijām ir liela nozīme oftalmoloģijā. Īpaši liela nozīme oftalmoloģijā tiek pievērsta acs augstāko kārtu aberācijām, kuru apjoms acī var būt ievērojams, salīdzinot ar zemāko kārtu aberāciju apjomu. Ja koriģēts tikai defokuss un astigmātisms, nav iespējams atšķirt atsevišķus fotoreceptorus [20, 28]. Adaptīvās optikas iekārtas ir apvienotas ar vairākām attēlu iegūšanas sistēmām, piemēram, OCT (no angļu valodas: optical coherent tomography (OCT) – optiskā mazkoherentā tomogrāfija) un SLO (no angļu valodas: scanning laser ophthalmoscopy (SLO) – skenējošā lāzera oftalmoskopija). Izmantojot šīs metodes, iespējams koriģēt acs augstāko kārtu aberācijas sasniegt izšķirtspēju ar kārtu daži mikroni. Šāda izšķirtspēja sniedz iespēju iegūt atsevišķu tīklenes fotoreceptoru attēlus (skat. 2.7.2.1. attēlu) [29]. Acs augstāko aberāciju korekcija oftalmoloģijā ir nozīmīga, lai diagnosticētu dažādas tīklenes patoloģijas, saskatītu dažādus perēkļus, asins izplūdumus, konstatēt fotoreceptoru atrofiju u.c.



2.7.2.1. attēls. Adaptīvās optikas korekcijas efekts uz tīklenes fotoreceptoru saskatāmību. Attēlā pa kreisi redzama tīklenes fotoreceptoru mozaīka gadījumā, ja augstāko kārtu aberācijas netiek kompensētas. Attēlā pa labi redzama fotoreceptoru mozaīka gadījumā, ja augstāko kārtu aberācijas ir kompensētas [29].

Acs augstāko kārtu aberāciju korekcija sniedz iespēju ne tikai saskatīt atsevišķus tīklenes fotoreceptorus, bet arī tīklenes pigmentepitēlija šūnas, tīklenes mikroasinsvadu struktūru, trombocītus tīklenes asinsvados [30] u.c. Adaptīvo optiku kombinējot ar doplerogrāfiju, ir iespējams izmērīt leukocītu pārvietošanās ātrumu [31].

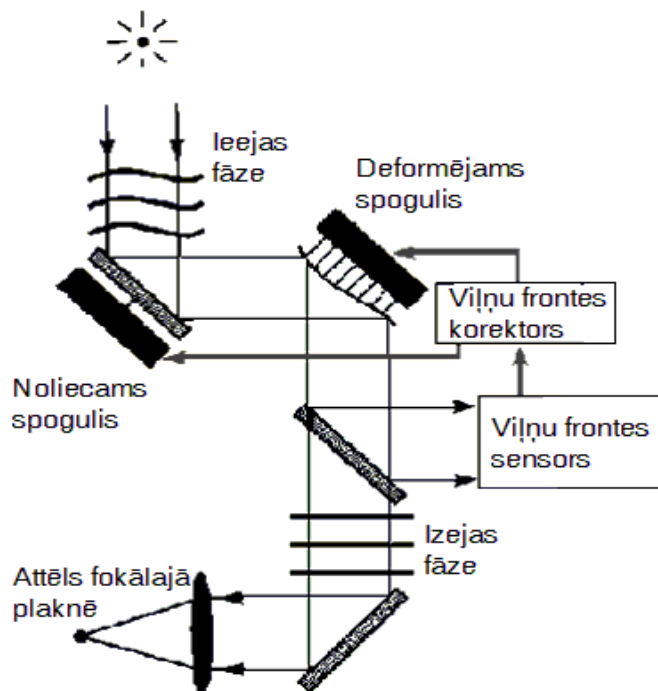
Acs augstāko kārtu aberāciju nozīmi oftalmoloģijā apstiprina pētījums [32]. Pētījuma [32] mērķis bija noskaidrot, vai tīklenes šķērsriezuma platums ir atkarīgs no acs augstāko kārtu aberāciju apjoma. Tīklene tika apgaismota ar redzamās gaismas lāzeri, kā ceļā tika novietota cilindriska lēca. Izmantojot cilindrisku lēcu, uz tīklenes tika izgaismota līnija. Starp stara krišanas virzienu un redzes asi pastāvēja neliels leņķis, līdz ar to tīklene tika skatīta šķērsgriezumā. Šķērsriezuma platums tika mērīts cilvēku grupā, kuras locekļiem nebija nekādu acu problēmu, savukārt otrajā grupā ietilpa diabēta slimnieki. Diabēta slimnieku acīs šī šķērsriezuma biezums bija $92 \pm 27 \mu\text{m}$, savukārt veselo pacientu acīs tas bija $65 \pm 13 \mu\text{m}$. Šie rezultāti pierāda acs augstāko kārtu aberāciju nozīmi uz tīklenes attēla asumu.

Acs aberācijas var radīt problēmas, veicot retinoskopiju. Retinoskopiju ir sevišķi grūti veikt gadījumā, ja acī ir neregulārs astigmātisms vai keratokonuss. Šajā gadījumā ir grūtības atrast tā saucamo neitralizācijas punktu. Veicot retinoskopiju acīs, kurās ir neregulārs astigmātisms, reizēm ir novērojams tā saucamais šķēru reflekss [33, 34] Šķēru refleksa cēlonis ir īpatnēja staru gaita acī, ko rada acs augstāko kārtu aberācijas – vienā acs zīlītes daļā acs ir tuvredzīga, bet citā – tālredzīga. Viens šķēru refleksa stars ir ļoti tumšs, bet otrs ļoti gaišs. Acīs, kurās ir keratokonuss, ir liels komas apjoms, kas rada tā saucamo tīklenes refleksa savērpšanās efektu.

2.8. Aberāciju korekcijas principi

2.8.1. Adaptīvās optikas pamati

Adaptīvā optika attēla optiskās kvalitātes uzlabošanai pirmo reizi tika lietota astronomijā atmosfēras turbulences efektu mazināšanai. Adaptīvās optikas principu – viļņu frontes fāzes maiņu attēla kvalitātes paaugstināšanai pirmo reizi izteica ASV astronoms Horācijs Velkams Babkoks (*Horace Welcome Babcock*) 1959. gadā [35]. Vairākus gadus pēc adaptīvās optikas ieviešanas astronomijā šo metodi sāka lietot arī redzes zinātnē, lai koriģētu acs augstāko kārtu aberācijas. Adaptīvās optikas būtība redzama 2.8.1.1. attēlā.



2.8.1.1. attēls. Adaptīvās optikas darbības princips. Plakanu viļņu fronti deformē neviendabīga optiskā vide. Pēc atstarošanās no noliecama un deformējama spoguļa viļņu fronte ieiet viļņu frontes sensorā, kas datus pārsūta viļņu frontes korektoram, kas, savukārt, tālāk kontrolē deformējamā spoguļa formu. Pēc atstarošanās no deformējamā spoguļa viļņu fronte kļūst plakana un veido asu attēlu fokālajā plaknē [36].

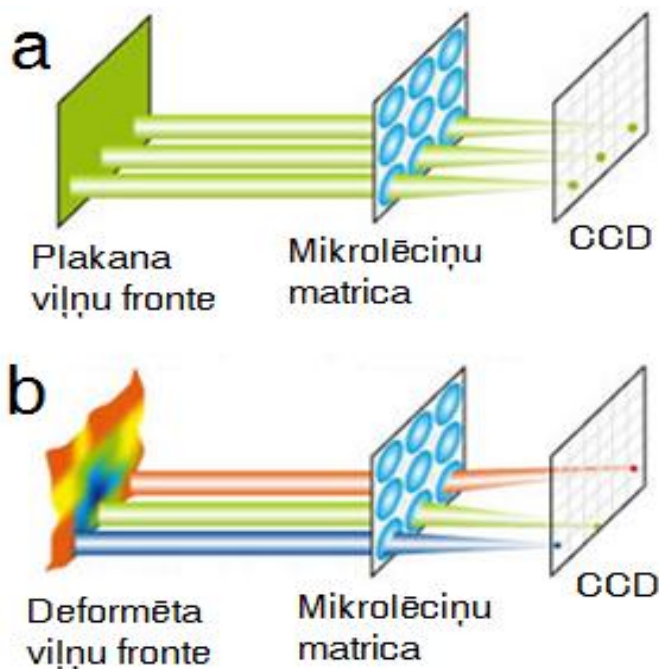
Gan astronomijā, gan redzes zinātnē adaptīvās optikas sistēmu veido 3 pamatbloki:

1. viļņu frontes sensors;
2. viļņu frontes modulators un vadības bloks;
3. programmatūra viļņu frontes rekonstruēšanai un korekcijas algoritmu izstrādei.

Viļņu frontes formu uztver viļņu frontes sensors, kas datus tālāk pārsūta datoram. Dators, izmantojot sensora datus, savukārt, aprēķina korekcijas algoritmus, saskaņā ar kuriem spoguļa virsma tiek deformēta tā, lai pēc atstarošanās viļņu fronte kļūtu plakana. Plakana viļņu fronte, krītot uz fokusējošu sistēmu, fokālajā plaknē veido attēlu, ko ierobežo vienīgi difrakcija. Adaptīvās optikas darbība ir salīdzināma ar apgrieztajiem greizajiem spoguļiem – līdzīgi kā deformēts spogulis augstas kvalitātes attēlu izkropļo, tāpat, izmantojot deformējamu spoguļi, iespējams zemas kvalitātes attēlu uzlabot.

2.8.2. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensors

Viļņu frontes analīzei visbiežāk tiek izmantots Šaka-Hartmana (*Shack-Hartmann*) viļņu frontes sensors. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora uztverošais elements ir CCD pikseļu matrica. Atšķirībā no digitālās kameras fokusēšanas sistēmas vienas lēcu sistēmas jeb objektīva vietā tiek izmantota mikrolēciņu matrica, kuras katra lēciņa izveido CCD sensora plaknē savu punktiņu (skat. 2.8.2.1. attēlu). Ja uz mikrolēciņu matricu krīt plakana viļņu fronte, tad punkti uz CCD sensora veido pilnībā simetrisku režģi, kurā jebkuri divi blakusesoši punkti atrodas tādā



2.8.2.1. attēls. Šaka-Hartmana sensora darbības princips. (a) Ja viļņu fronte ir plakana, tad attālumš starp blakusesošiem punktiem sakrīt ar attālumš starp mikrolēciņu centriem. (b) Ja viļņu fronte ir deformēta, tad attālumš starp blakusesošiem punktiem ir dažāds atkarībā no viļņu frontes liekuma virs katras mikrolēciņas [37].

attālumā, kādā viens no otra atrodas blakusesošu mikrolēciņu centri. Ja uz mikrolēciņu matricu krīt deformēta viļņu fronte, tad šie punktiņi nobīdās no sava sākotnējā stāvokļa. Katrs punkts uz sensora aizņem noteiktu laukumu, tāpēc ir nepieciešams centrēšanas algoritms, lai varētu noteikt punkta smaguma centra jeb centroīdas koordinātas. Visbiežāk algoritma pamats ir svērtās summas aprēķināšana. Izmērot centroīdu nobīdes, tiek aprēķināts viļņu frontes slīpums virs attiecīgās mikrolēciņas. Viļņu frontes lokālo slīpumu jeb pirmās kārtas atvasinājumu virs katras mikrolēciņas un centroīdas nobīdi savā starpā saista tieši proporcionāla sakarība:

$$\frac{\partial W(x,y)}{\partial x} = \frac{\Delta x_s}{f} \tag{2.8.2.1.}$$

$$\frac{\partial W(x,y)}{\partial y} = \frac{\Delta y_s}{f}$$

kur Δx_s un Δy_s ir centroīdu nobīdes, bet f – mikrolēciņu fokusa attālumš.

Zinot viļņu frontes slīpumu virs katras mikrolēciņas, tiek rekonstruēta pilnā viļņu frontes forma, kas, izmantojot mazāko kvadrātu metodi, tiek matemātiski sadalīta Zernikes polinomiem atbilstošajās aberācijās.

2.8.3. Viļņu frontes korektori

Kā minēts iepriekš, viļņu frontes korektora funkcija ir mainīt viļņu frontes fāzi tā, lai viļņu fronte kļūtu plakana. Pastāv dažādu veidu viļņu frontes korektori [38]. Divi populārākie viļņu frontes korekcijas līdzekļu veidi ir deformējami spoguļi un telpiski gaismas modulatori. Deformējamie spoguļi iedalāmi vairākās apakšklasēs:

1. segmentēti deformējami spoguļi;
2. deformējami spoguļi ar nepārtrauktu virsmu;
3. mikroelektromehānisko sistēmu (MEMS) deformējamie spoguļi;
4. deformējamie spoguļi ar membrānu;
5. bimorfie spoguļi u.c.

Tālāk tekstā sīkāk aprakstītas dažas no šīm deformējamo spoguļu klasēm.

Katrs segmentēto deformējamo spoguļu segments ir plakans spogulis, ko iespējams pārvietot turp un atpakaļ. Šo spoguļu priekšrocība ir tā, ka katrs segments ir maz saistīts ar blakusesošo segmentu vai arī nav saistīts pilnībā. Šiem segmentiem iespējama arī nolieces jeb prizmatiskā kontrole. Šo deformējamo spoguļu trūkums ir gaismas izkliede, kas rodas spraugās starp segmentiem.

Deformējami spoguļi ar nepārtrauktu virsmu sastāv no plānas deformējamās membrānas, zem kuras novietoti atsevišķi aktuatori, kas maina spoguļa formu. Šiem spoguļiem ir raksturīgs aktuatoru sasaistes koeficients. Visbiežāk spoguļu deformēšanai tiek izmantoti pjezomateriāli, kas maina formu, tiem pieliekot spriegumu.

Būtiskākie viļņu frontes korektoru parametri ir lielākā viļņu frontes deformācija, ko iespējams radīt, kā arī telpiskā izšķirtspēja, kas nosaka to, cik precīzi aberācijas iespējams koriģēt.

Redzes zinātnē ļoti izplatīti ir MEMS deformējamie spoguļi. MEMS deformējamiem spoguļiem ir liels elektrodu blīvums, kas nodrošina augstu precizitāti, kontrolējot viļņu frontes formu. Spoguļa membrāna tiek deformēta, pamatojoties uz elektrostatisko iedarbību. Katrs elektrods kontrolējams atsevišķi.

Telpisko gaismas modulatoru darbības pamatā ir gaismas laušanas koeficienta maiņa šķidro kristālu matricā. Atkarībā no gaismas laušanas koeficienta vērtības tiek iegūta vai nu fāzes lokāla aizsteigšanās, vai arī lokāla atpalikšana. Telpiski gaismas modulatori iedalāmi caurlaidības un atstarošanas telpiskos gaismas modulatorus. Neatkarīgi no tā, vai telpisko gaismas modulatoru darbības pamatā ir gaismas caurlaidība vai atstarošana, tie iedalāmi elektriski adresējamos telpiskos gaismas modulatoros (EASLM) un optiski adresējamos telpiskos gaismas modulatoros (OASLM). Šajās divās modulatoru klasēs gaismas modulācija tiek sasniegta, vai nu elektroniski, ierakstot attēlu pikseļu matricā (EASLM), vai arī, kontrolējot viļņu frontes fāzi un amplitūdu, veidojot optisku attēlu uz uztvērēja (OASLM).

3. Eksperimentālā daļa

3.1. Iekārtas un aprīkojums

Promocijas darbā veiktajos pētījumos izmantotās adaptīvās optikas komplektā ietilpst šādi instrumenti/aprīkojums:

1. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensors (modelis SHAH-0620A);
2. divi deformējami spoguļi ar 19 un 24 segmentiem un nepārtrauktu virsmu;
3. deformējamo spoguļu vadības bloki;
4. datorprogrammas SHAH-1000, MAVIS un PMT viļņu frontes formas analīzei un kontrolei.

3.1.1. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensors

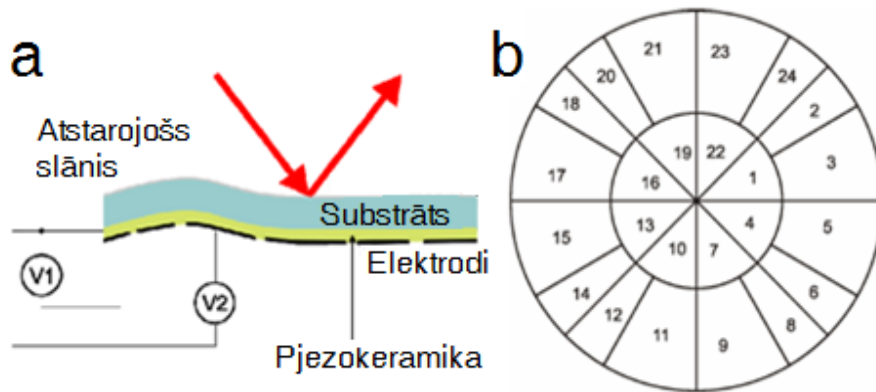
Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora modeļa SHAH-0620A galvenie parametri apkopoti 3.1.1.1. tabulā:

3.1.1.1. tabula. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora modeļa SHAH-0620A galvenie tehniskie parametri.

Parametrs	Vērtība
Telpiskā izšķirtspēja	150 μm
Analizējamo punktu skaits	1500
Absolūtā mērījumu precizitāte (RMS)	$\lambda/100$
Datu ieguves frekvence	20 Hz
Datu apstrādes frekvence	≤ 60 Hz
Spektrālās jūtības apgabals	350 nm – 1100 nm
Mikrolēciņu fokusa attālums	3 mm

3.1.2. Deformējamie spoguļi

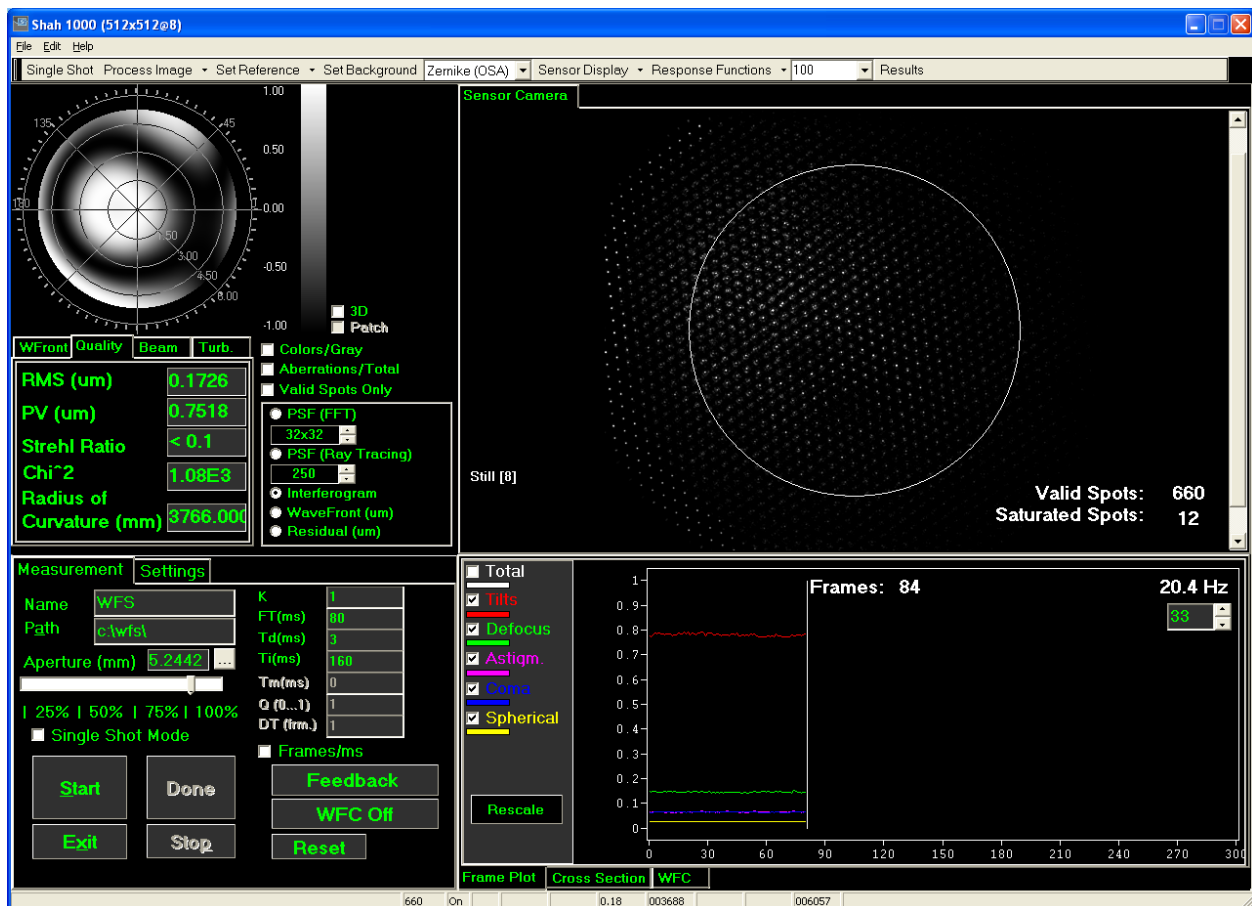
Deformējamo spoguļu darbības fizikālais pamats ir pjezomateriālu (keramikas) formas maiņa tam pielikta elektriskā sprieguma ietekmē (skat. 3.1.2.1. attēlu). Spoguļu virsma ir nepārtraukta, t.i., katra segmenta deformācija ietekmē arī apkārtesošo segmentu formu. Deformējamo spoguļu vadības bloki nodrošina elektriskā sprieguma pievadi spoguļa segmentiem. Sprieguma maiņas diapazons ir [-300 V...+300 V].



3.1.2.1. attēls. Deformējamā spoguļa uzbūve (a) un iedalījums segmentos (b). Zem katra spoguļa segmenta novietoti pjezoelementi tiem pielikta sprieguma ietekmē maina izmērus un līdz ar to spoguļa formu.

3.1.3. Programmatūra

Viļņu frontes formas analīzei un kontrolei paredzētās datorprogrammas SHAH-1000 logs redzams 3.1.3.1. attēlā. Datorprogramma SHAH-1000 sniedz informāciju par šādiem viļņu



3.1.3.1. attēls. Datorprogramma SHAH-1000 viļņu frontes formas analīzei un kontrolei.

frontes parametriem: RMS vērtība, PV vērtība, interferogramma, Strēla attiecība, modulācijas pārnese funkcija, Šaka-Hartmana punktu kopa un punktu nobīde. Datorprogramma SHAH-1000 sniedz arī iespēju simulēt uz tīklenes veidoto attēlu atbilstoši punkta izplūdes funkcijai. Datorprogramma aprēķina Zernikes koeficientus līdz aberāciju 7. kārtai.

Datorprogramma SHAH-1000 paredzēta lietošanai datoros ar Intel[®] I7 procesoriem, kas ir multikodolu procesors. Promocijas darbā veiktajos pētījumos, savukārt, tika izmantots dators ar procesoru Intel Pentium 4, kā dēļ maksimālā korekcijas frekvence bija 15 Hz.

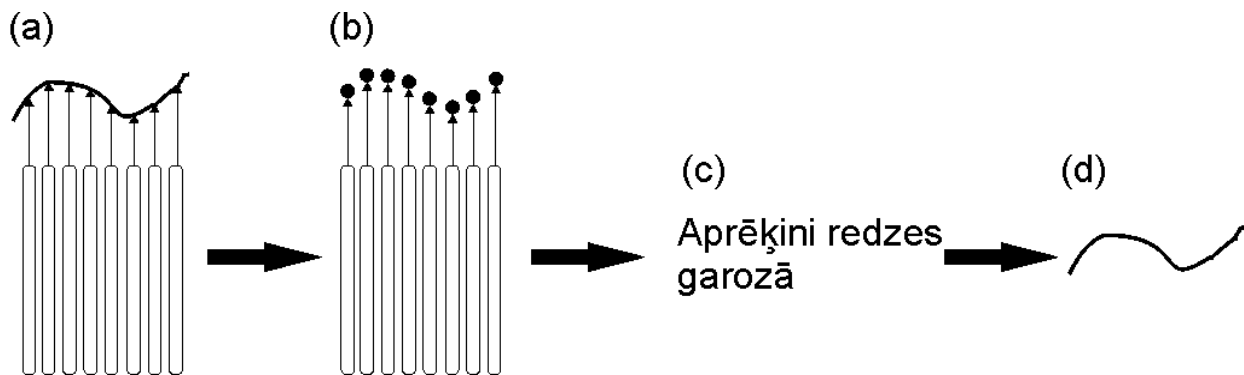
3.1.4. Papildaprīkojums

Papildus adaptīvās optikas iekārtai tika izmantots šāds aprīkojums: cietvielu RGB lāzeris, kam var izvēlēties viļņu garumus: $\lambda_R = 670$ nm, $\lambda_G = 532$ nm, $\lambda_B = 473$ nm un He-Ne lāzeris (viļņa garums $\lambda = 633$ nm). Acs aberāciju pētījumiem tika izmantots infrasarkanais lāzeris (viļņa garums $\lambda = 850$ nm un jauda $P \leq 100$ μ W).

3.2. Vernjē (Vernier) asuma pētījumi

3.2.1. Ievads

Redzes sistēmai piemīt spēja sajūst ļoti sīkus lauzumus taisnās līnijās. Šo redzes sistēmas spēju sauc par Vernjē asumu [39, 40]. Pētījumā [39] tika izmērīts Vernjē asuma sliekšnis $3''$. Vernjē asuma sliekšnis ir daudz mazāks nekā leņķiskais attālums starp blakusesošiem fotoreceptoriem, t.i., $30''$. Augsto Vernjē asumu nav iespējams izskaidrot ar klasiskajām redzes asuma teorijām – Releja kritēriju un fotoreceptoru teoriju. Vernjē asuma pamatā ir matemātiskas operācijas, kas tiek veiktas augstākos redzes sistēmas centros [41]. Nepārtrauktu attēlu uz tīklenes fotoreceptori sadala atsevišķos elementos jeb pikseļos (skat. 3.2.1.1. attēlu). Ja nepārtrauktu attēlu ir iespējams pilnībā rekonstruēt, tad līnijas atrašanās vieta nosakāma ar precizitāti, kas ir daudz augstāka nekā fotoreceptoru savstarpējais attālums. Saskaņā ar Šanona-Naikvista (*Shannon-Nyquist*) teorēmu nepārtrauktu signālu ir iespējams rekonstruēt pilnībā, ja signāls tiek mērīts ar frekvenci, kas ir vismaz divas reizes lielāka nekā augstākā frekvence signālā [42]. Aplūkojamā objekta telpiskajai frekvencei, kas vienāda vai lielāka nekā 60 cikli/grāds, modulācijas pārnese funkcijas vērtība ir 0. Tas nozīmē, ka acs ir augstu frekvenču filtrs, kas laiž cauri tikai zemās frekvences. Saskaņā ar Šanona-Naikvista teorēmu attēla pilnīgai rekonstruēšanai nepieciešamais fotoreceptoru blīvums ir vismaz 120 cikli/grāds. Šāds fotoreceptoru blīvums ir foveolas rajonā, un tas nodrošina pilnīgu attēla rekonstruēšanu [43].



3.2.1.1. attēls. (a) Uz tīklenes fotoreceptoru kopas veidojas nepārtraukts attēls. (b) Tīklenes fotoreceptori nepārtraukto attēlu sadala atsevišķos elementos jeb pikseļos. (c) Tiek veikti aprēķini dažādos redzes sistēmas līmeņos. (d) Tiek rekonstruēts sākotnējais attēls.

Līnijas atrašanās vieta ar augstu precizitāti tiek noteikta, aprēķinot daudzu fotoreceptoru signālu vidējo svērtu summu. Līnijas atrašanās vietas koordinātas (x_1 , y_1) tiek aprēķinātas, izmantojot vienādojumus:

$$y_l = \frac{\sum_{i=1}^U \sum_{j=1}^V (I(i,j) - I_T) \cdot H(i,j) \cdot y_{ij}}{\sum_{i=1}^U \sum_{j=1}^V (I(i,j) - I_T) \cdot H(i,j)} \quad (3.2.1.1.)$$

$$x_l = \frac{\sum_{i=1}^U \sum_{j=1}^V (I(i,j) - I_T) \cdot H(i,j) \cdot x_{ij}}{\sum_{i=1}^U \sum_{j=1}^V (I(i,j) - I_T) \cdot H(i,j)}$$

kur $I(i,j)$ ir fotoreceptora, kura koordinātas ir i un j , atbilde uz stimulu, I_T ir fotoreceptora signāla sliekšnis, x_{ij} un y_{ij} ir atsevišķa fotoreceptora koordinātas, bet $H(i,j)$ ir binārs lielums. $H(i,j)$ vērtību apraksta vienādojums:

$$H(i,j) = \begin{cases} 1, ja (I(i,j) - I_T) \geq 0 \\ 0, ja (I(i,j) - I_T) < 0 \end{cases} \quad (3.2.1.2.)$$

Vernjē asums ir maz atkarīgs no defokusa [44, 45] un gaismas izkliedes, turklāt ir zināms, ka acu kustības uzlabo Vernjē asumu perifērajā redzes laukā [46]. Vernjē asums ir maz atkarīgs no attēla izplūduma tāpēc, ka neatkarīgi no attēla izplūduma pakāpes līnijas atrašanās vieta vienmēr tiek aprēķināta, izmantojot daudzu fotoreceptoru signālus. Vernjē asuma mazā atkarība no acs optiskās kvalitātes var tikt izmantota, lai radītu klīniskus testus redzes funkciju novērtēšanai, kas būtu izmantojami, ja acī ir katarakta [47, 48].

Pastāv hipotēze, ka, attēlam uz tīklenes kļūstot īpaši asam, noteikt līniju atrašanās vietu ir problemātiski, un tas var būt iemesls Vernjē asuma samazinājumam [49]. Promocijas darba gaitā šī hipotēze tika pārbaudīta, izmantojot adaptīvās optikas metodi. Pētījuma mērķis bija noskaidrot, vai Vernjē asums ir atkarīgs no acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas apjoma.

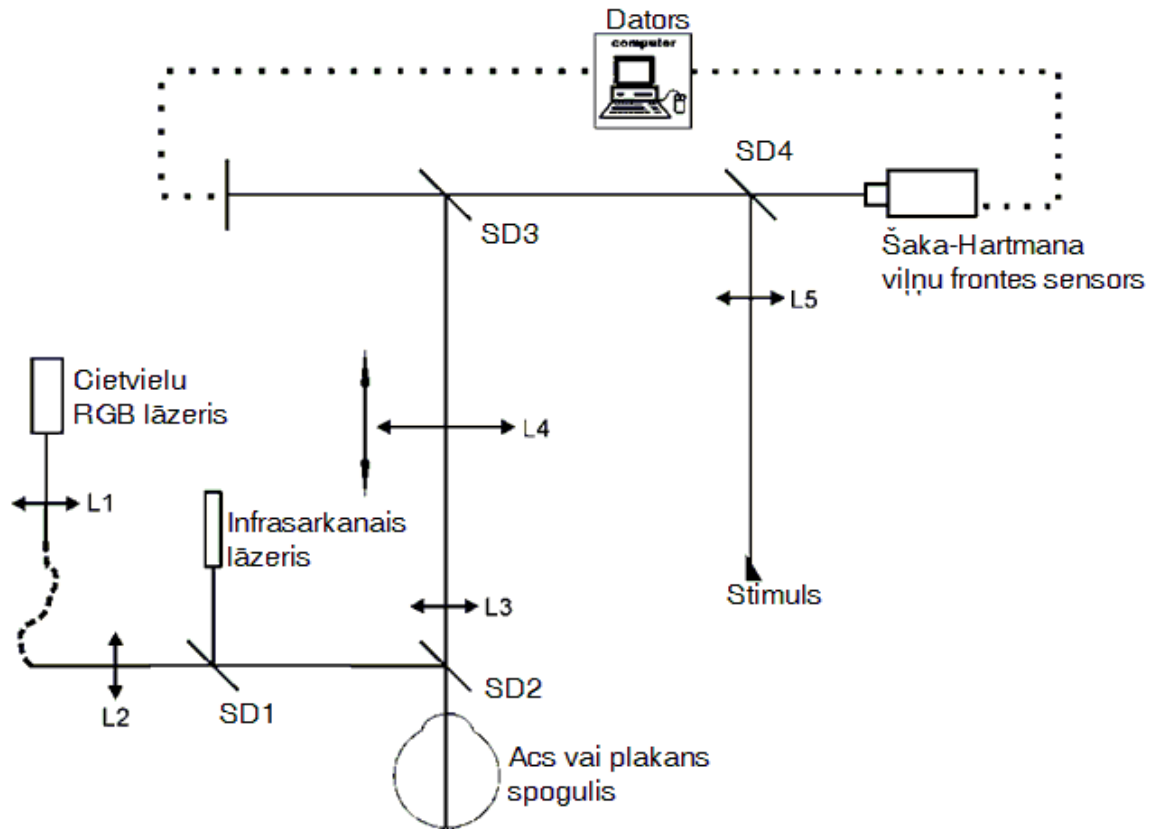
3.2.2. Eksperimentālā daļa

3.2.2.1. Eksperimenta dalībnieki

Eksperimentā piedalījās 4 dalībnieki (IL, LE, VK, AB). Nevienam no eksperimenta dalībniekiem nebija acu vai redzes sistēmas patoloģijas. Nekoriģētais vai labākais koriģētais redzes asums visiem eksperimenta dalībniekiem bija 1.0 vai augstāks.

3.2.2.2. Optiskā sistēma

Vernjē asuma atkarība no acs augstāko kārtu aberāciju apjoma tika pētīta, izmantojot adaptīvās optikas sistēmu, kas shematiski redzama 3.2.2.2.1. attēlā. Adaptīvās optikas sistēmas un acs summāro aberāciju mērīšanai un korekcijai kā gaismas avots tika izmantots infrasarkanais



3.2.2.2.1. attēls. Optiskā sistēma Vernjē asuma mērīšanai (sīkāk aprakstīta tekstā).

lāzeris, kura viļņa garums $\lambda=850$ nm. Starojuma jauda radzenes līmenī bija $P = 100 \mu\text{W}$. Izmantojot staru dalītājus SD1 un SD2, infrasarkanā lāzera stars caur zīlīti tika virzīts acī. Pēc atstarošanās no tīklenes staru kūlis tika izplests pa acs zīlītes laukumu un virzīts ārā no acs vēlreiz caur staru dalītāju SD2. Optiskās sistēmas nākamajā posmā, izmantojot Badāla (*Badal*) sistēmu, tika koriģēts defokuss. Badāla sistēma arī izpleta staru kūli pa deformējamā spoguļa laukumu. Badāla sistēmu veidoja lēcas L3 un L4, kuru optiskais stiprums bija attiecīgi +22 D un +5.5 D. Aiz Badāla sistēmas staru kūlis atstarojās no staru dalītāja SD3. Tālāk staru kūlis atstarojās no deformējamā spoguļa. Pētījumā tika izmantots deformējams spogulis ar 24 segmentiem. Pēc atstarošanās no deformējamā spoguļa staru kūlis tika virzīts Šaka-Hartmana viļņu frontes sensorā. Datorprogramma SHAH-1000 rekonstruēja viļņu frontes formu, izmantojot Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora datus, un sūtīja signālus uz deformējamā spoguļa vadības bloku, kas tālāk pielika spriegumu deformējamā spoguļa elektrodziem. Šādu viļņu frontes korekcijas režīmu sauc par slēgtās cilpas režīmu.

Adaptīvās optiskās sistēmas aberāciju mērīšanai un korekcijai tika izmantots kolimēts kūlis, kas atstarojās no plakana spoguļa. Kolimēts kūlis tika radīts, fokusējot cietvielu lāzera izstarotu staru ($\lambda = 670 \text{ nm}$) uz vienas modas polarizāciju uzturošās šķiedras galu, izmantojot lēcu L1, bet otru galu novietojot lēcas L2 fokālajā plaknē. Pēc izešanas caur staru dalītāju SD1 kolimētā kūļa ceļš sakrita ar infrasarkanā stara ceļu.

Stimuls tika radīts uz minidispleja (*Liteye*). Minidispleja lineārie izmēri bija $12 \text{ mm} \times 9 \text{ mm}$ ($640 \text{ px} \times 480 \text{ px}$). Minidisplejs tika novietots lēcas L5 ($f = 750 \text{ mm}$) fokālajā plaknē. Pēc atstarošanās no staru dalītāja SD4 no stimula nākošais staru kūlis izgāja caur staru dalītāju SD3, atstarojās no deformējamā spoguļa un pēc tam vēlreiz atstarojās no staru dalītāja SD3. Aiz Badāla sistēmas staru kūlis izgāja caur staru dalītāju SD2 un iegāja eksperimenta dalībnieka acī. Vienam pikselim atbilda $20''$ liels leņķis, kas ievērojami pārsniedz tipisko Vernjē asuma sliekšni, t.i., $5'' - 10''$. Lai minidisplejs būtu izmantojams Vernjē asuma mērījumiem, abās pusēs stimulam tika novietoti tā saucamie flankeri, kas ievērojami paaugstina Vernjē asuma sliekšni [50]. Ja flankeri novietoti aptuveni $3'$ attālumā no Vernjē stimula, Vernjē asuma sliekšnis var sasniegt pat $1'$, t.i., leņķi, kas atbilst Snellena asumam $v = 1$.

3.2.2.3. Aberāciju mērīšana un korekcija

Vispirms eksperimenta dalībniekam tika paplašināta zīlīte un paralizēta akomodācija, izmantojot 1 % ciklodžila šķīdumu. Pēc tam eksperimenta dalībnieki novietoja Badāla sistēmas lēcas vienu no otras tādā attālumā, lai defokusa vērtība, ko rāda datorprogramma SHAH-1000, būtu vismazākā un attēls būtu ass. Tā kā astigmātisms nevienam eksperimenta dalībniekam nepārsniedza 0.5 D, astigmātisms netika koriģēts. Nākamajā posmā 5 reizes tika izmērītas acs un adaptīvās optikas sistēmas summārās augstāko kārtu aberācijas līdz 6. kārtai. Pēc tam tika aprēķināta visu mērījumu vidējā vērtība un standartklūda. Nākamajā posmā summārās augstāko kārtu aberācijas tika 5 reizes koriģētas, un pēc katras korekcijas reizes tika izmērītas atlikušās summārās augstāko kārtu aberācijas līdz 6. kārtai, kā arī vēlreiz tika aprēķināta visu mērījumu vidējā vērtība un standartklūda. Deformējamā spoguļa elektrodiem pieliktās spriegumu vērtības tika aprēķinātas kā vidējā visu 5 mērījumu vērtība.

Nākamajā posmā 5 reizes tika izmērītas adaptīvās optiskās sistēmas augstāko kārtu aberācijas līdz 6. kārtai, acs vietā novietojot plakanu spoguļi. Badāla sistēmas stāvoklis tika saglabāts tāds, kādu to bija izvēlējis eksperimenta dalībnieks. Izmantojot mērījumu datus, tika aprēķināta visu mērījumu vidējā vērtība un standartklūda. Pēc tam 5 reizes tika koriģētas adaptīvās optikas sistēmas augstāko kārtu aberācijas, un pēc katras korekcijas reizes tika izmērītas atlikušās sistēmas augstāko kārtu aberācijas līdz 6. kārtai, kā arī tika aprēķināta visu mērījumu vidējā vērtība un standartklūda. Deformējamā spoguļa elektrodiem pieliktās spriegumu vērtības tika aprēķinātas kā vidējā visu 5 mērījumu vērtība.

Ja ar **A** apzīmē elektrodu spriegumu vērtības acs un optiskās sistēmas summāro augstāko kārtu aberāciju kompensēšanai, bet ar **B** elektrodu spriegumu vērtības optiskās sistēmas augstāko

kārtu aberāciju kompensēšanai, tad spriegumu vērtības C , kas nepieciešams, lai koriģētu α procentus no acs augstāko kārtu aberācijām, aprēķināmas, izmantojot vienādojumu:

$$C = B + \alpha \cdot (A - B)/100 \quad (3.2.2.3.1.)$$

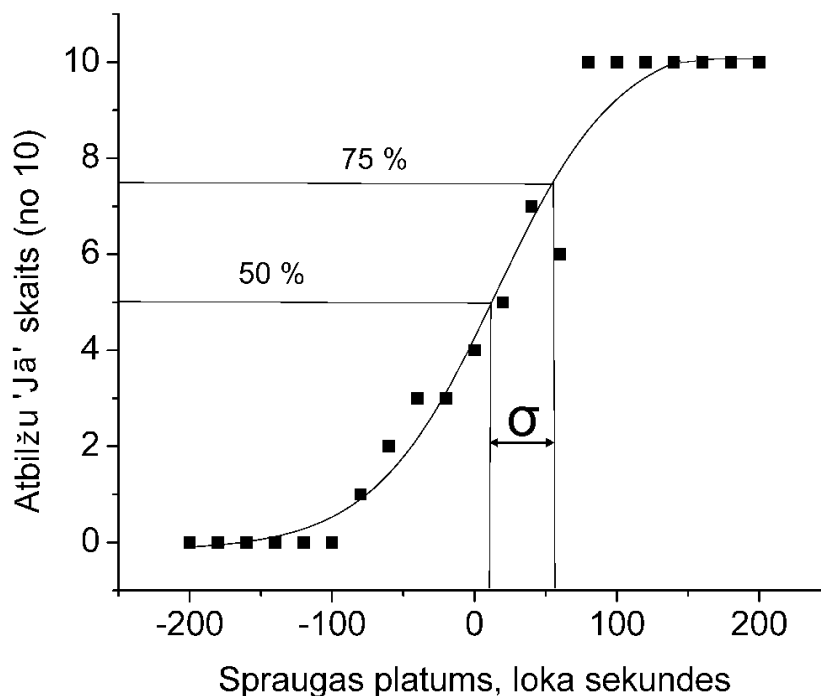
3.2.2.4. Psihofizikālā metode

Vernjē asuma mērīšanai tika izmantota konstanto stimulu metode. Stimuls sastāvēja no divām vertikālām taisnstūru malām, kas atradās viena virs otras. Apakšējā mala bija nekustīga, turpretim augšējā mala pārvietojās pa labi un pa kreisi. Stimuls tika aplūkots monokulāri ar labo aci. Eksperimenta dalībniekiem bija jāizlemj, vai kustīgā mala atrodas pa labi vai pa kreisi no nekustīgās malas. Pozitīvas atbildes gadījumā tika nospiests taustiņš „L”, un tika reģistrēta vērtība 1, pretējā gadījumā tika nospiests taustiņš „K”, un tika reģistrēta 0. Kustīgajai malai pavisam bija 21 iespējama pozīcija attiecībā pret nekustīgo malu. Katrā pozīcijā kustīgā mala tika rādīta pavisam 10 reizes. Kustīgās malas pozīcija tika izvēlēta nejauši. Katram acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmenim eksperiments tika atkārtots 10 reizes, un no visiem mērījumiem tika aprēķināta vidējā vērtība un standartklūda. Pavisam bija 11 acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmeņi robežās no 0 % līdz 100 %. Korekcijas līmeņa izmaiņu solis bija 10 %.

3.2.2.5. Datu analīze

Acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas efektivitāte tika novērtēta, programmā Matlab R2007b (*Mathworks*) rekonstruējot trešās un ceturtās kārtas acs aberācijām atbilstošo punkta izplūdes funkciju gan pirms acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas, gan pēc tās. Viļņu frontes aprakstam tika izmantots OSA Zernikes polinomu standarts. Acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas efektivitāte tika novērtēta arī, izmērot redzes asumu stāvoklī, kad acs augstāko kārtu aberācijas nav koriģētas, kā arī stāvoklī, kad tās ir pilnībā koriģētas.

Vernjē asuma mērījumu dati tika analizēti, aprēķinot katra eksperimenta dalībnieka psihometrisko funkciju. Uz x-ass tika atlikts spraugas platums loka sekundēs, savukārt uz y-ass skaitlis, kas parāda, cik reižu (no 10 reizēm) eksperimenta dalībnieks uzskatīja, ka kustīgā mala atrodas pa labi no nekustīgās malas. Iegūtie dati tika aproksimēti ar Bolcmaņa (*Boltzmann*) sigmoīdu, kas tika uzskatīta par patieso eksperimenta dalībnieka psihometrisko funkciju (skat. 3.2.2.5.1. attēlu). Bolcmaņa sigmoīdu apraksta vienādojums:



3.2.2.5.1. attēls. Psihometriskā funkcija Vernjē asuma sliekšņa aprēķināšanai. Par Vernjē asuma sliekšni tika uzskatīts psihometriskās funkcijas parametrs σ .

$$f(x) = A_2 + \frac{A_1 - A_2}{1 + e^{-\frac{x - x_0}{\sigma}}} \quad (3.2.2.5.1.)$$

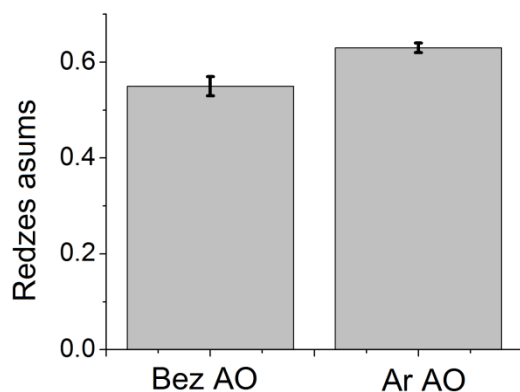
kur A_1 un A_2 – attiecīgi maksimālā un minimālā Bolcmaņa sigmoīdas vērtība, x_0 ir x vērtība, kam atbilst Bolcmaņa sigmoīdas vērtībai 50 % no maksimālās vērtības, σ - sigmoīdas pusplatums. Vernjē asuma pētījumā konstanšu vērtības $A_1 = 10$ un $A_2 = 0$

Ja spraugas platums ir tāds, kam atbilst psihometriskās funkcijas vērtība 50 % no maksimālās vērtības, tad eksperimenta dalībnieks uzskata, ka abas malas atrodas viena virs otras. Ideāla eksperimenta dalībnieka gadījumā psihometriskā funkcija sasniedz vērtību 50 % tad, kad spraugas platums ir 0. Spraugas platums, kam atbilst 75 % no maksimālās vērtības, tika uzskatīts par platuma sliekšni, ko sasniedzot vai pārsniedzot, eksperimenta dalībnieks uzskata, ka kustīgā mala atrodas pa labi no nekustīgās malas. Minimālais sajūtamais spraugas platums aprēķināms kā starpība starp spraugas platumiem, kam atbilst 75 % un 50 % no psihometriskās funkcijas maksimālās vērtības. Šī starpība ir Bolcmaņa sigmoīdas parametrs sigma σ , kas ir Vernjē asuma sliekšnis. Katram eksperimenta dalībniekam tika iegūts grafiks, kas parāda Vernjē asuma sliekšņa vidējās vērtības atkarību no acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmeņa. Izmantojot visu mērījumu datus, tika aprēķināta standartklūda.

3.2.3. Rezultāti

3.2.3.1. Acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas efektivitāte

Eksperimenta dalībnieka VK redzes asuma izmaiņas pēc acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas redzamas 3.2.3.1.1. attēlā. Redzams, ka pēc acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas redzes asums pieauga vidēji no 0.55 ± 0.02 līdz 0.63 ± 0.01 . Vidējā vērtība un standartklūda aprēķināta, izmantojot 50 mērījumu datus.



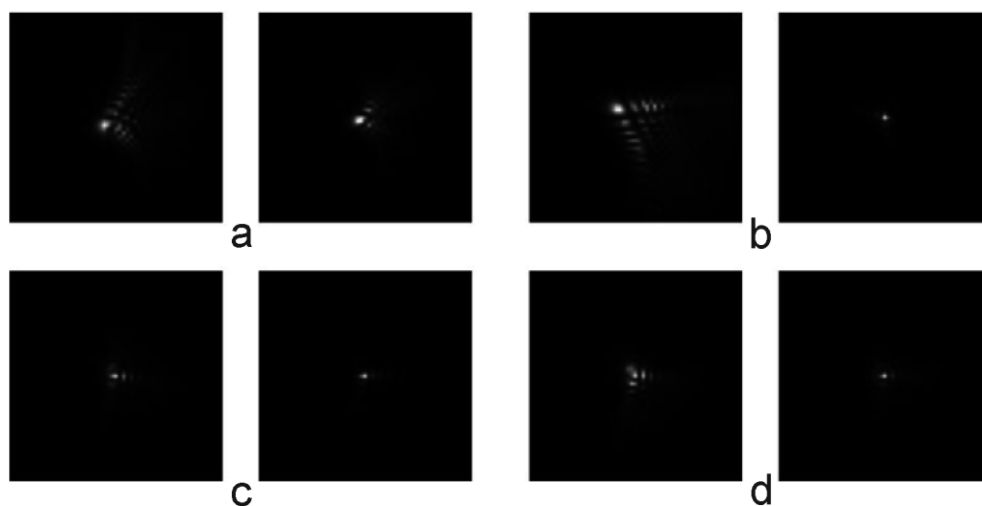
3.2.3.1.1. attēls. Redzes asums eksperimenta dalībniekam VK pirms augstāko kārtu aberācijas (bez AO) un pēc tās (Ar AO).

Trešās un ceturtās kārtas acs aberāciju Zernikes koeficientu un RMS vērtības izmaiņas pēc aberāciju korekcijas visiem eksperimenta dalībniekiem redzamas 3.2.3.1.1. tabulā.

3.2.3.1.1. tabula. Trešās un ceturtais kārtas acs aberāciju Zernikes koeficientu vidējās vērtības visiem eksperimenta dalībniekiem pirms aberāciju korekcijas (Nav AO) un pēc tās (AO).

Zernikes koeficienta kārta (n) un azimutālā frekvence (m)		VK		AB		LE		IL	
n	m	Nav AO	AO	Nav AO	AO	Nav AO	AO	Nav AO	AO
3	-3	-0.044± 0.004	0.015± 0.002	0.078± 0.0024	0.039± 0.018	-0.009± 0.0072	0.013± 0.004	0.016± 0.008	0.012± 0.003
3	-1	0.096± 0.022	0.030± 0.004	-0.122± 0.0031	-0.016± 0.005	-0.006± 0.0293	-0.008± 0.002	-0.085± 0.014	-0.020± 0.004
3	1	-0.164± 0.010	-0.117± 0.023	-0.223± 0.017	0.027± 0.006	-0.071± 0.0242	-0.037± 0.009	-0.062± 0.017	-0.045± 0.019
3	3	0.090± 0.0053	0.036± 0.0035	0.001± 0.005	0.020± 0.002	-0.035± 0.0144	-0.049± 0.009	-0.046± 0.010	-0.031± 0.013
4	-4	-0.019± 0.0014	-0.037± 0.009	0.011± 0.012	-0.019± 0.013	0.0099± 0.0054	0.006± 0.017	0.013± 0.005	0.005± 0.013
4	-2	-0.005± 0.0038	-0.012± 0.008	0.038± 0.007	-0.002± 0.008	0.000± 0.0072	-0.007± 0.006	0.004± 0.000	-0.004± 0.007
4	0	0.060± 0.011	0.028± 0.006	-0.009± 0.002	0.009± 0.005	0.067± 0.0140	0.013± 0.0003	0.055± 0.016	0.062± 0.002
4	2	-0.026± 0.0085	-0.011± 0.08	-0.057± 0.016	-0.012± 0.009	-0.023± 0.0194	0.001± 0.006	-0.005± 0.007	0.004± 0.003
4	4	0.070± 0.0017	0.027± 0.001	-0.040± 0.003	0.006± 0.004	0.011± 0.0043	0.003± 0.003	0.014± 0.008	0.018± 0.005
Kopējā RMSvērtība (μm)		0.239	0.138	0.278	0.060	0.108	0.065	0.130	0.088

3.2.3.1.2. attēlā redzama trešās un ceturtās kārtas acs aberācijām atbilstošās punkta izplūdes funkcijas sašaurināšanās pēc acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas visiem eksperimenta dalībniekiem.



3.2.3.1.2. attēls. Trešās un ceturtās kārtas acs aberācijām atbilstošās punkta izplūdes funkcija visiem eksperimenta dalībniekam ((a) – VK; (b) – AB; (c) – LE; (d) – IL) pirms augstāko kārtu aberāciju korekcijas un pēc tās. Punkta izplūdes funkcijas simulētas programmā Matlab.

3.2.3.1.2. tabulā apkopota trešās un ceturtās kārtas acs aberācijām atbilstošās punkta izplūdes funkcijas laukuma samazināšanās pēc acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas.

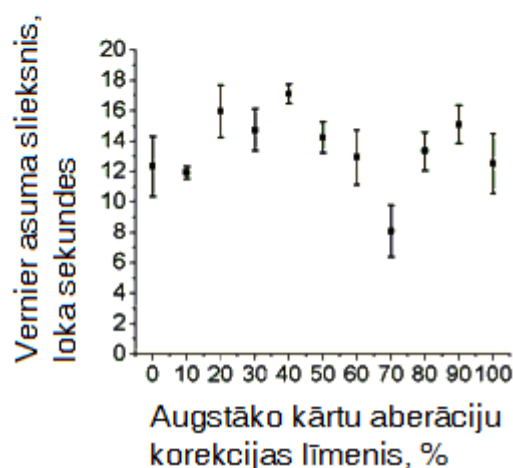
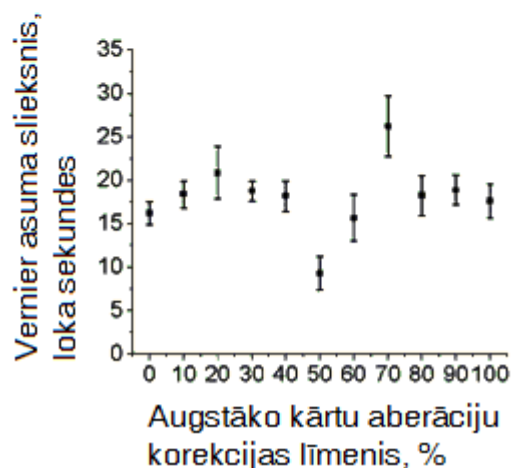
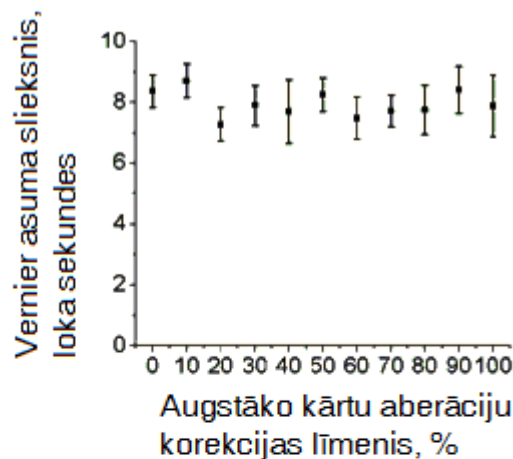
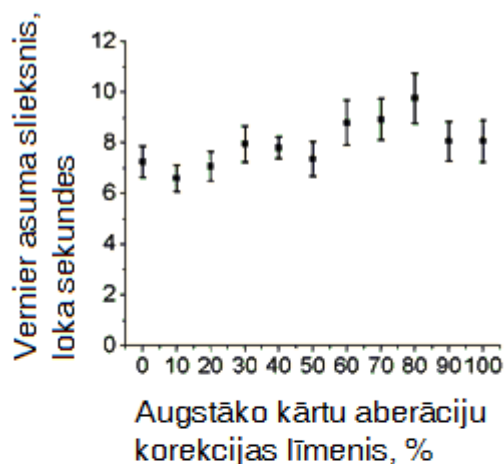
3.2.3.1.2. tabula. Trešās un ceturtās kārtas acs aberācijām atbilstošās punkta izplūdes funkcijas laukuma samazināšanās pēc acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas

Eksperimenta dalībnieks	Punkta izplūdes funkcijas laukums pirms acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas (μm^2)	Punkta izplūdes funkcijas laukums pēc acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas (μm^2)
VK	978	466
AB	1291	108
LE	424	106
IL	471	261

3.2.3.2. Vernjē asuma atkarība no acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmeņa

3.2.3.2.1. attēlā redzamas visu eksperimenta dalībnieku Vernjē asuma sliekšņa izmaiņas atkarībā no acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmeņa. Katrs punkts ir 10 mērījumu vidējā vērtība. Kļūdu stabiņi ir standartkļūda, kas aprēķināta, izmantojot visu mērījumu datus. Trīs eksperimenta dalībnieku (VK, IL, LE) Vernjē asuma sliekšņa atkarībai no acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas pakāpes tika novērots ekstrēma funkcijas raksturs, t.i., Vernjē asuma sliekšnis augsta un zema korekcijas līmeņa apgabalā bija zemāks (Vernjē asums augstāks),

salīdzinot ar starpstāvokļiem. Katram no šiem trim eksperimenta dalībniekiem trešās un ceturtās kārtas acs aberāciju RMS vērtība, kam atbilst visaugstākais Vernjē asuma sliekšnis, bija individuāla: VK: RMS = 0.048 μm ; LE: RMS = 0.065 μm ; IL: RMS = 0.039 μm .



3.2.3.2.1. attēls. Vernjē asuma sliekšņa atkarība no augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmeņa. Uz x ass atlikts augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmenis procentos, uz y ass – Vernjē asuma sliekšnis loka sekundēs.

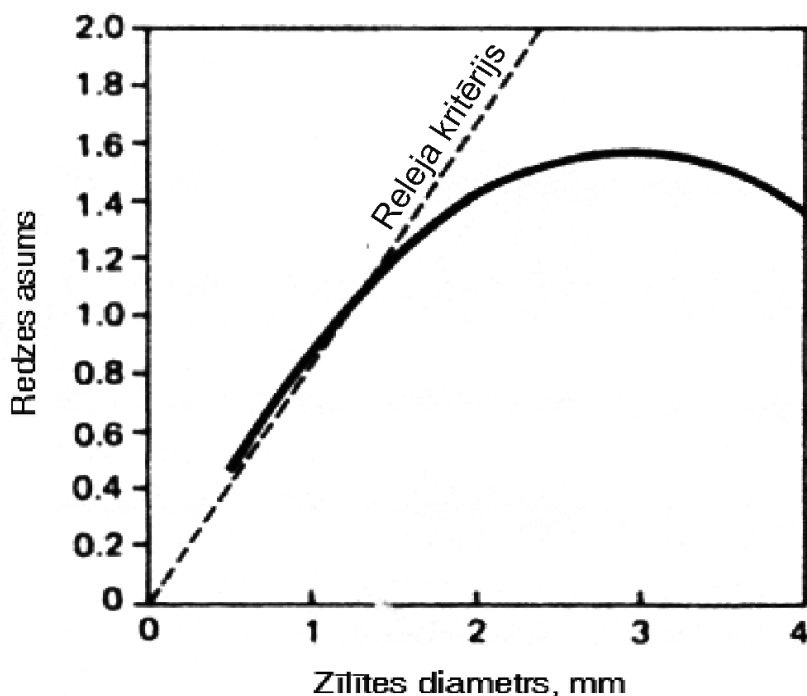
3.2.4. Analīze

Kaut gan netika novērots vērā ņemams eksperimenta dalībnieka VK redzes asuma pieaugums pēc acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas (pirms korekcijas redzes asums bija 0.55, bet pēc korekcijas 0.63), tomēr šis mazais pieaugums nav norāde uz nesekmīgu acs augstāko kārtu aberāciju korekciju. Redzes asuma mērījumu dati atbilst tiem datiem, kurus ieguvuši autori, kas pētījuši acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas ietekmi uz redzes asuma pieaugumu atkarībā no stimula spožuma. Gaisma, ko izstaroja minidisplejs, tika ievērojami novājināta, ejot cauri staru dalītājiem. Pētījumā [19] maza stimula spožuma gadījumā tika izmērīts redzes asums 0.5, ja acs augstāko kārtu aberācijas nebija koriģētas. Pēc acs augstāko kārtu aberācijas korekcijas redzes asuma uzlabojums bija tikai 0.15. Citā pētījumā [51] tika mērīts redzes asums stimuliem ar

dažādu kontrastu un spožumu. Zema kontrasta un zema spožuma gadījumā minimālais izšķiramais redzes leņķis bija $1.6'$, kas atbilst redzes asumam 0.6.

Punkta izplūdes funkcijas laukuma samazināšanās norāda uz to, ka pēc acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas ievērojami samazinās viena objekta punkta stimulēto fotoreceptoru skaits. Iegūtie rezultāti liecina, ka Vernjē asums ir atkarīgs no acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmeņa. Trīs eksperimenta dalībnieku Vernjē asums bija augstāks zema un augsta korekcijas līmeņa apgabalos, salīdzinot ar Vernjē asumu vidējas korekcijas apgabalā. Salīdzinoši augsts Vernjē asums zemas korekcijas līmeņa rajonā var tikt skaidrots ar daudzu tīklenes fotoreceptoru iesaistīšanu līnijas atrašanās vietas noteikšanā. Jāņem arī vērā, ka gadījumā, ja acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmenis ir zems, tad acs optiskai sistēmai piemīt tās dabīgie optiskie defekti, kam redzes sistēma ir adaptējusies. Šādā gadījumā redzes sistēma spēj taisnas līnijas uztvert kā taisnas, un šajos apstākļos Vernjē asums var būt augsts. Augsta korekcijas līmeņa rajonā Vernjē asuma uzlabojums skaidrojams ar augstu attēla kontrastu un asumu, kas uzlabo redzes kvalitāti.

Vernjē asuma sliekšņa atkarība no acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmeņa līdzinās redzes asuma atkarībai no zīlītes diametra (skat. 3.2.4.1. attēlu). Ja acs zīlīte ir šaura, tad redzes asumu ierobežo difrakcija, turpretim platas zīlītes gadījumā to ierobežo acs aberācijas.



3.2.4.1. attēls. Redzes asuma atkarība no zīlītes diametra dzīvā acī [52]. Optimālais zīlītes izmērs ir atkarīgs no difrakcijas efekta un no aberācijām. Augstākais redzes asums tiek sasniegts, ja zīlītes diametrs ir aptuveni 3 mm.

Optimālais zīlītes izmērs ir aptuveni 3 mm, jo šajā gadījumā kopējais attēla kvalitātes pazeminājums difrakcijas un acs aberāciju dēļ ir vismazākais. Līdzīgā veidā Vernjē asums ir atkarīgs no neirālajiem un optiskajiem faktoriem.

Hipotēze, ka zemā korekcijas apgabalā Vernjē asums pieaug lielā stimulēto fotoreceptoru skaita dēļ, atbilst novērojumam, ka mazas acu kustības uzlabo Vernjē asumu perifērajā redzes laukā [46]. Sakāžu ātrums var sasniegt pat 800°/s. Acu kustību gadījumā stimulēto fotoreceptoru skaits ir lielāks nekā nekustīgas acs gadījumā, un līnijas atrašanās vieta tiek aprēķināta, izmantojot daudzu fotoreceptoru signālus, kā dēļ Vernjē asums paaugstinās.

Deformējamā spoguļa maksimālā deformācijas amplitūda ir par mazu, lai pārkoriģētu acs augstāko kārtu aberācijas un pētītu pārkorekcijas ietekmi uz Vernjē asumu. Iegūtie rezultāti liecina, ka līdz zināmai pārkorekcijas robežai Vernjē asums varētu uzlaboties, bet pēc tam atkal pazemināties.

3.2.5. Secinājumi

Promocijas darbā veiktā pētījuma rezultāti parāda, ka Vernjē asums ir atkarīgs gan no optiskajiem, gan no neirālajiem faktoriem. Augsta un zema acs korekcijas līmeņa rajonos Vernjē asums ir lielāks, turpretim vidēja korekcijas līmeņa apgabalā tas ir mazāks. Zema korekcijas līmeņa rajonā Vernjē asuma uzlabojums varētu būt saistīts ar lielu aprēķinos iesaistīto fotoreceptoru skaitu un ar to, ka acs optiskai sistēmai piemīt defekti, kam tā adaptējusies, turpretim augsta līmeņa rajonā uzlabojums saistāms ar augstu attēla kontrastu un asumu.

3.3. Acs aberāciju ietekme uz binokulāro redzes uztveri

3.3.1. Ievads

Lielākā daļa redzes uztveres pētījumu, kuros analizēta acs optiskās kvalitātes ietekme uz redzes uztveri, veikti monokulāri. Acs aberācijas ietekmē ne tikai monokulāro, bet arī binokulāro redzi. Pētījumā [22] iegūtie rezultāti liecina, ka acs aberācijas būtiski ietekmē stereoredzi. Ir zināms, ka anizeikonija jeb uz tīklenes veidoto attēlu izmēru atšķirība ietekmē binokulārās redzes funkcijas. Lai redzes garozā būtu iespējama sensorā fūzija, abās acīs veidoto attēlu izmēram jābūt aptuveni vienādam. Anizeikonijai pārsniedzot 10 %, redzes sistēma abu acu uztvertos attēlus vairs nespēj sapludināt kopā [53]. Anizeikonija ir anizotropijas (liela refraktīvās kļūdas atšķirība starp abām acīm) korekcijas sekas. Abās acīs veidotie attēli nav sapludināmi arī gadījumā, ja vienas acs attēls ir ievērojami miglaināks nekā otras acs attēls. Šajā gadījumā redzes sistēma zemākās kvalitātes attēlu ignorē. Šo mehānismu sauc par supresiju.

Acs aberāciju iespaids uz binokulāro redzi ir īpaši svarīgs, valkājot progresīvās brilles. Progresīvās brilles nodrošina skaidru redzi jebkādā attālumā. Tās piemērotas cilvēkiem, kas vecāki par 40 gadiem. Skatoties sāniski caur progresīvajām brillēm, abas acis skatās caur zonām, kurām piemīt dažādas aberācijas, kuru apjoms atšķiras. Progresīvo briļļu lēcu virsma ir sarežģīta, un augsta redzes kvalitāte tiek nodrošināta vienīgi lēcas koridorā, turpretim lēcas malās attēlus izkropļo aberācijas strauji mainīgā virsmas liekuma dēļ. Progresīvo briļļu valkāšanas sākumposmā apkārtējie objekti tiek uztverti miglaini un izliekušies. Pēc noteikta adaptācijas perioda miglaini uztvertie objekti kļūst skaidri, un taisnas līnijas tiek uztvertas kā taisnas.

Promocijas darbā veiktā pētījuma mērķis bija dažādu aberāciju gadījumā novērtēt RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšni, kas jāpārsniedz, lai abās acīs veidotos attēlus redzes sistēma nespētu savienot. Šis pētījums ir aktuāls progresīvo briļļu izstrādē, jo izstrādes gaitā jāievēro maksimālā pieļaujamā atšķirība starp abu acu attēliem tā, lai netiktu sajostas abu attēlu atšķirības.

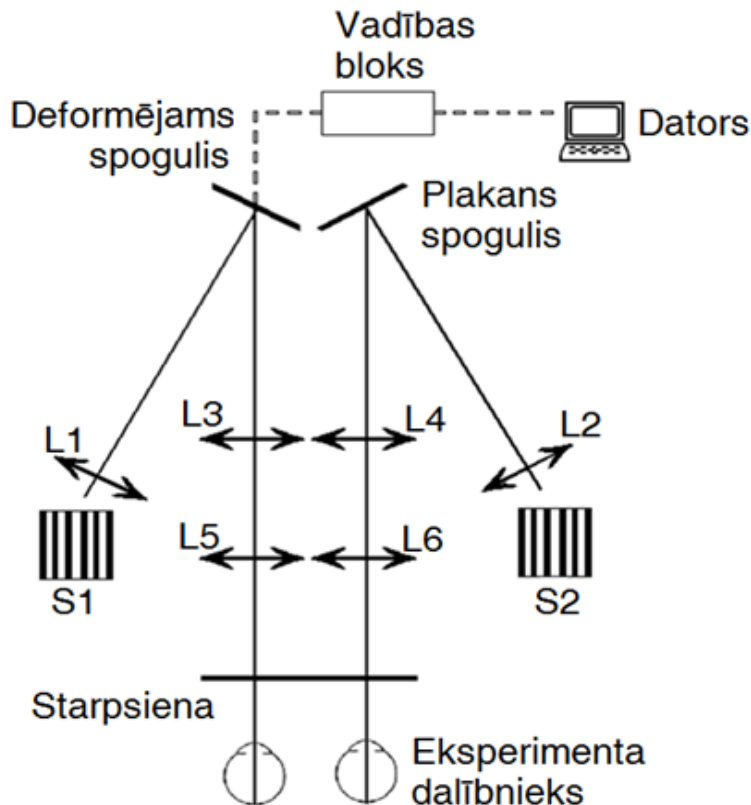
3.3.2. Eksperimentālā daļa

3.3.2.1. Eksperimenta dalībnieki

Eksperimentā piedalījās 15 dalībnieki vecumā no 18 līdz 21 gadam. Diviem eksperimenta dalībniekiem bija nepieciešama tuvredzības korekcija. Vienam no šiem eksperimenta dalībnieka korekcija labajā un kreisajā acī bija attiecīgi -3.50 D un -3.00 D, otra eksperimenta dalībnieka korekcija bija attiecīgi - 4.50 D un - 4.75 D. Eksperimenta laikā 10 no 15 dalībniekiem bija nepieciešama prizmatiskā korekcija, lai varētu sapludināt dihoptiskus attēlus. Vidējais prizmu lielums bija 9.7 pd (prizmatiskās dioptrijas) ar bāzi uz āru, kas tika vienādi sadalītas starp abām acīm.

3.3.2.2. Optiskā sistēma

Eksperimentā izmantotā optiskā sistēma shematiski redzama 3.3.2.2.1. attēlā. Optiskās sistēmas pamatā ir divi atsevišķi optiskie ceļi – viens labajai acij, otrs kreisajai acij. Stimuli S1 un S2 bija novietoti asfērisku lēcu L1 un L2 fokusā. Stimuli tika rādīti dihoptiski, t.i., katra acs redzēja savu stimulu. Asfērisko lēcu stiprums bija $F = +4\text{ D}$, lēcu diametrs $\varnothing = 50.8\text{ mm}$. Stimuli bija sarkani-melni taisnstūra veida režģi ar telpisko frekvenci 0.67 cikli/grāds. Režģus no aizmugures apgaismoja augstas intensitātes sarkana gaismu emitējoša diode. Melnas svītras uz

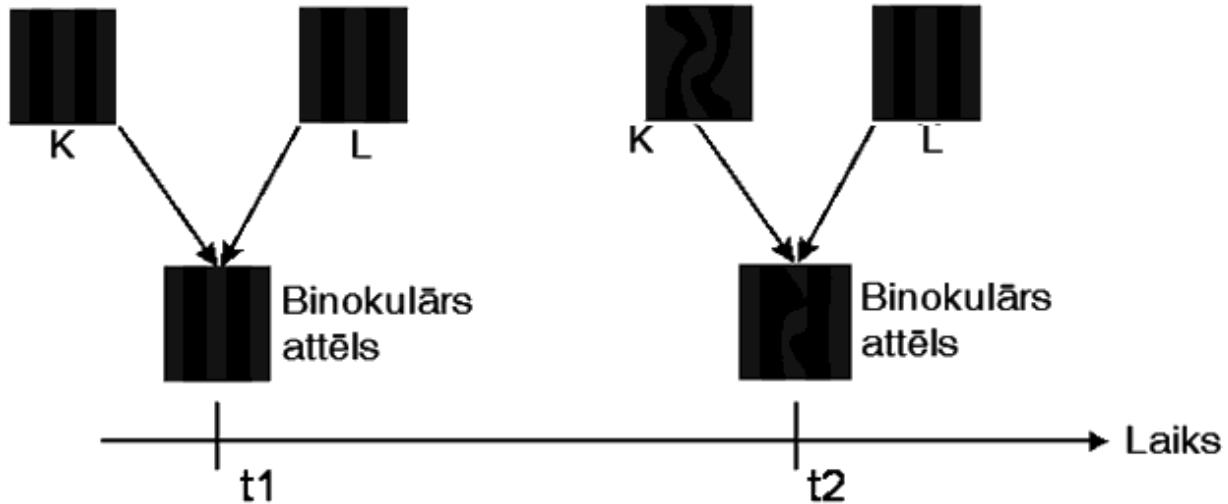


3.3.2.2.1. attēls. Optiskā shēma binokulārās redzes uztveres pētījumiem. Optiskā sistēma sīkāk aprakstīta tekstā.

sarkana fona tika izvēlētas, lai mazinātu hromatiskās aberācijas efektus. Pēc lūšanas lēcā kreisās acs optiskajā ceļā stari atstarojās no deformējama, bet labās acs optiskajā ceļā no plakana spoguļa. Redzes sistēmas adaptācijas pētījumiem tika izmantots deformējams spogulis ar 19 segmentiem. Deformējamā spoguļa formu ar vadības bloka starpniecību kontrolēja datorprogramma PMT. Badāla sistēmas (lēcas L3, L4, L5 un L6) sašaurināja deformējamā un plakanā spoguļa laukumu līdz acs zīlītes izmēram un koriģēja defokusu. Badāla sistēmu konstruēšanai izmantoto lēcu stiprums bija šāds: $F_{L3} = +5.50\text{ D}$, $F_{L4} = +7.75\text{ D}$, $F_{L5} = +33.25\text{ D}$ un $F_{L6} = +50\text{ D}$. Starpsiena ar atverēm nodrošināja to, ka katra acs redz tikai savu stimulu.

3.3.2.3. Psihofizikālā metode

Lai izpētītu dažādu aberāciju ietekmi uz binokulārās redzes uztveri, tika izmantota konstanto stimulu metode. Binokulārās redzes pētījumiem tika izraudzītas šādas aberācijas: slīpais astigmātisms c_2^{-2} ; vertikālā koma c_3^{-1} ; horizontālā trīslapiņu aberācija c_3^3 un sfēriskā aberācija



3.3.2.3.1. attēls. Stimuli un to rādīšanas secība binokulārās redzes uztveres pētījumiem. Laika brīdī t_1 abās acīs veidotie attēli (K.- kreisās acs attēls, L – labās acs attēls) bija vienādi. Smadzenes abus attēlus sapludināja, un tie abi kopā tika uztverti kā binokulārs attēls. Laika brīdī t_2 labā acs redzēja to pašu attēlu, savukārt kreisās acs attēls izkropļots ar aberācijām. Eksperimenta dalībnieka uzdevums bija pateikt, vai starp binokulāri uztvertajiem attēliem laika brīžos t_1 un t_2 bija novērojama atšķirība.

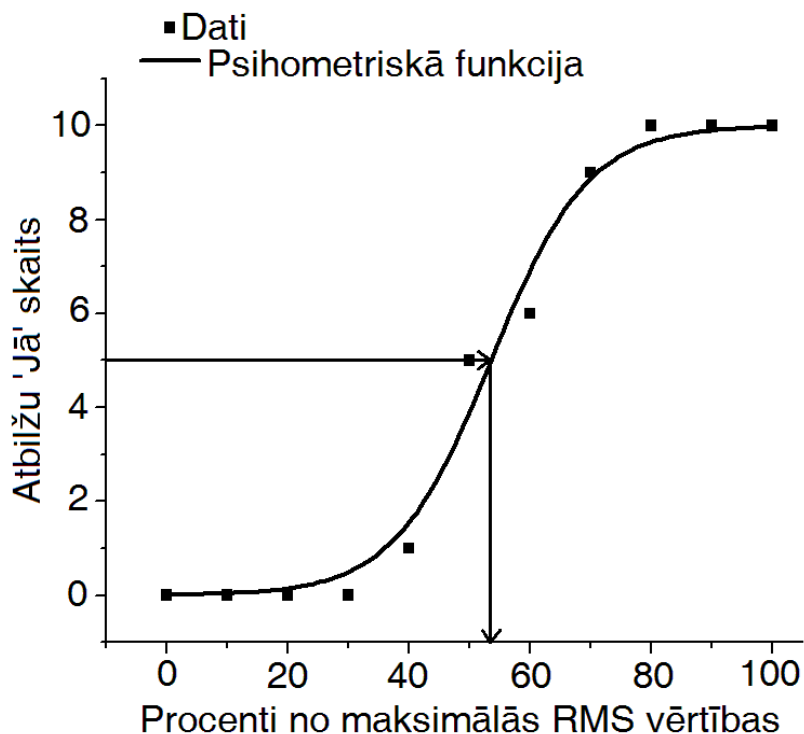
c_4^0 . Eksperimenta gaita redzama 3.3.2.3.1. attēlā. Laika brīdī t_1 katrai acij tika rādīts taisnstūra veida režģis. Šajā brīdī deformējamais spogulis bija plakans. Laika brīdī t_2 kreisās acs attēlu izkropļoja noteikta veida aberācija, kuras apjoms tika brīvi izvēlēts, turpretim labās acs uztvertā attēla kvalitāte netika mainīta. Laika brīdī t_1 abi attēli bija līdzīgi, un smadzenes tos spēja pilnībā apvienot vienā attēlā. Labās acs uztvertā attēla kropļojumu apjomam laika brīdī t_2 pārsniedzot noteiktu sliekšni, tika pamanītas laika brīžos t_1 un t_2 uztverto binokulāro attēlu atšķirības.

Visiem eksperimenta dalībniekam katras minētās aberācijas gadījumā tika noteikts RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšnis, kas jāpārsniedz, lai laika brīžos t_1 un t_2 starp binokulāri uztvertajiem attēliem tiktu pamanīta atšķirība. Katram aberācijas veidam pavisam bija 11 RMS vērtības līmeņi, un katra aberāciju līmeņa gadījumā attēli bija jāsalīdzina 10 reizes. Eksperimenta dalībnieka uzdevums bija atbildēt uz jautājumu, vai laika brīdī t_2 binokulārais attēls atšķiras no binokulārā attēla laika brīdī t_1 . Eksperiments tika veikts tumsā, lai novērstu citu redzes laukā esošu objektu ietekmi uz eksperimenta gaitu.

3.3.2.4. Datu analīze

Visiem eksperimenta dalībniekiem tika izmērītas psihometriskās funkcijas (skat. 3.3.2.4.1. attēlu), kuras izmantojot, tika noteikts RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšnis, kas

jāpārsniedz, lai tiktu pamanītas atšķirības starp laika brīžos t_1 un t_2 binokulāri uztvertajiem attēliem. Psihometriskās funkcijas tika attēlotas grafikos, kuros uz x ass atlikti procenti no maksimālās viļņu frontes RMS vērtības. Pētījumā tika pieņemts, ka viļņu frontes deformācijas ir lineāri atkarīgas no elektrodiem pieliktā sprieguma. Uz vertikālās ass atlikts skaitlis, kas parāda, cik reižu eksperimenta dalībnieks apliecināja, ka atšķirību starp abiem attēliem pamanīja.



3.3.2.4.1. attēls. Psihometriskā funkcija RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšņa mērīšanai. Iegūtie dati tika aproksimēti ar Bolcmaņa sigmoīdu, kas tika uzskatīta par psihometrisku funkciju. Par RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšni tika uzskatīta RMS vērtība, kam atbilst 50 % no maksimālās psihometriskās funkcijas vērtības.

3.3.2.4.1. attēlā redzamā psihometriskā funkcija ir Bolcmaņa sigmoīda, ko apraksta vienādojums:

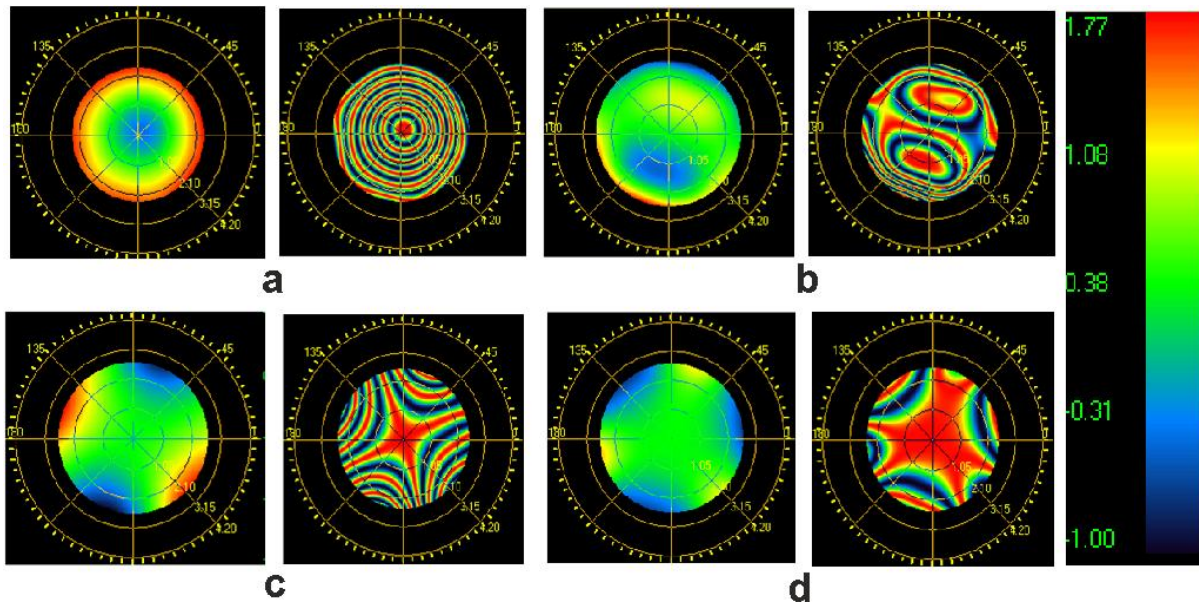
$$f(x) = A_2 + \frac{A_1 - A_2}{1 + e^{\frac{x - x_0}{\sigma}}} \quad (3.3.2.4.1.)$$

kur A_1 un A_2 – attiecīgi maksimālā un minimālā Bolcmaņa sigmoīdas vērtība, x_0 ir x vērtība, kam atbilst Bolcmaņa sigmoīdas vērtībai 50 % no maksimālās vērtības, σ - sigmoīdas pusplatums. Redzes sistēmas adaptācijas pētījumā $A_1 = 10$ un $A_2 = 0$. Par sliekšņa vērtību tika uzskatīta RMS vērtība, kam atbilstošā psihometriskās funkcijas vērtība bija 50 % no maksimālās vērtības.

3.3.3. Rezultāti

3.3.3.1. Aberāciju ģenerēšana

Ģenerēto aberāciju (slīpais astigmātisms c_2^{-2} ; vertikālā koma c_3^1 ; horizontālā trīslapiņu aberācija c_3^3 un sfēriskā aberācija c_4^0) viļņu frontes un tām atbilstošās interferogrammas redzamas 3.3.3.1.1. attēlā. Viļņu frontes aprakstam izmantots OSA Zernikes polinomu standarts. Ģenerēto



3.3.3.1.1. attēls. Ar deformējamo spoguļi ģenerētās viļņu frontes un tām atbilstošās interferogrammas. (a) sfēriskā aberācija.; (b) vertikālā koma; (c) slīpais astigmātisms; (d) horizontālā trīslapiņu aberācija. Viļņu frontes deformācija mikrometros nosakāma, izmantojot krāsu skalu attēla labajā pusē.

aberāciju Zernikes koeficientu vērtības ir šādas: sfēriskai aberācijai c_4^0 RMS = 0.70 μm , vertikālāi komai c_3^1 RMS = 0.43 μm , slīpajam astigmātismam c_2^{-2} RMS = 0.56 μm un horizontālāi trīslapiņu aberācijai c_3^3 RMS = 0.23 μm . Šis aberāciju apjoms ir lielākais, ko bija iespējams ģenerēt ar deformējamo spoguļi. Viļņu frontes deformācijas lielums mikrometros katrā viļņu frontes punktā nosakāms, izmantojot krāsu skalu attēla labajā pusē. Aberācijas ģenerētas, izmantojot 19 segmentu deformējamo spoguļi. Aberācijas mērītas ar He-Ne lāzeri (viļņa garums $\lambda = 633 \text{ nm}$) zīlītes platumam 5 mm, izmantojot Šaka-Hartmana viļņu frontes sensoru.

3.3.3.2. RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšnis

3.3.3.2.1. tabulā apkopoti RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšņi katra veida aberācijas gadījumā. Šis sliekšnis jāpārsniedz, lai būtu sajūtamas abu binokulāri uztverto attēlu atšķirības. Sliekšņa vērtības aprēķinātas kā 15 eksperimenta dalībnieku datu vidējā vērtība. Norādīta arī standartklūda.

3.3.3.2.1. tabula. RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšņi dažāda veida aberāciju gadījumā.

Aberācija	Attēlu atšķiršanas sliekšnis RMS vērtība, μm
Slīpais astigmātisms	0.154±0.010
Sfēriskā aberācija	0.204±0.014
Vertikālā koma	0.126±0.008
Horizontālā trīslapiņu aberācija	0.105±0.007

3.3.4. Analīze

3.3.3.2.1. tabulā redzams, ka dažādu aberāciju gadījumā RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšnis ir atšķirīgs. Visaugstākais RMS vērtības intraokulārās atšķirības sliekšnis ir sfēriskās aberācijas gadījumā, turpretim viszemākais tas ir trīslapiņu aberācijas gadījumā. Sliekšņu atšķirības dažādu aberāciju gadījumā var tikt skaidrotas, pamatojoties uz binokulārās redzes sistēmas adaptāciju šo aberāciju radītajam apmieglojumam.

Kā minēts iepriekš, redzes uztverē liela nozīme ir ne tikai aberāciju veidam un apjomam, bet arī redzes sistēmas adaptācijas procesiem [26, 27]. Pētījumos [26, 27] redzes sistēmas adaptācija acs optiskajai kvalitātei analizēta monokulāri. Promocijas darbā veiktajā pētījumā iegūtie rezultāti norāda uz adaptācijas procesu nozīmi binokulārās redzes uztverē. Adaptācijas procesu nozīmību binokulārās redzes uztverē apstiprina pētījumā [54] iegūtie rezultāti. Pētījuma [54] autori novēroja, ka, binokulāri adaptējoties izplūdušam vai asam attēlam noteiktu laika periodu, mainās uztvertā attēla asums. Smadzeņu redzes garozas plasticitāti apliecina arī ambliopijas attīstība. Zīdaiņa vecumā smadzeņu redzes garoza ir izteikti jūtīga pret redzes informāciju. Ja acī veidojas zemas kvalitātes attēls, tad smadzeņu redzes garoza neattīstās pietiekami augstā līmenī [55]. Ja attēla kvalitāti pazeminošais traucējums tiek novērsts, tad smadzenes ļoti ātri pielāgojas kvalitatīvai redzes informācijai, un smadzeņu redzes garozas attīstība atjaunojas. Smadzeņu redzes garozas plasticitāte ir novērojama pat pieauguša cilvēka vecumā, ko apliecina piespiedu mācīšanās eksperimenti [56].

Tas, cik lielā mērā binokulārās redzes sistēma ir adaptējusies noteikta veida aberācijas radītajam apmieglojumam, ir atkarīgs no viļņu frontes simetrijas un apjoma. Tā kā cilvēka radzene ir sfēriska, tai raksturīga sfēriskā aberācija. Tā kā sfēriskās aberācijas viļņu fronte ir simetriska, tad cilvēks šai aberācijai dzīves laikā ir būtiski adaptējies. Adaptācijas dēļ

nepieciešams lielāks sfēriskās aberācijas apjoms, lai eksperimenta dalībnieks justu binokulārā attēla izmaiņu atšķirības. Acī pastāv optimālais sfēriskās aberācijas līmenis, t.i., redzes funkcijas sasniedz augstāko līmeni noteikta sfēriskās aberācijas līmeņa gadījumā [57]. Citām acs aberācijām (piemēram, komai) ir asimetriskas punkta izplūdes funkcijas, un līdz ar to nepieciešama mazāka šo aberāciju RMS vērtības intraokulārā atšķirība, lai attēlu atšķirības kļūtu pamanāmas. Rezultātus interpretējot, jāņem vērā, ka acs aberācijas netika koriģētas, un tās summējās ar deformējamā spoguļa radītajām aberācijām. Tomēr šie efekti bija mazi, jo zīlītes izmērs bija 5 mm, un šāda zīlītes izmēra gadījumā acs augstāko kārtu aberāciju apjoms ir mazs.

Jāņem vērā, ka abām Badāla sistēmām bija atšķirīgi palielinājumi, kā dēļ attēlu izmēri uz abu acu tīklenēm atšķirās. Maksimālā pieļaujamā atšķirība starp abu acu attēlu izmēriem ir 10 % [53]. Promocijas darbā veiktajā pētījumā konstruēto Badāla sistēmu palielinājuma atšķirība bija aptuveni 6.6 %, un līdz ar to uztverto attēlu atšķirību iemesls nevarēja būt atšķirīgais Badāla sistēmu palielinājums.

Iegūtie rezultāti ir izmantojami, izgatavojot progresīvās brilles. Izgatavošanas procesā jāpievērš uzmanība, lai aberāciju apjoma atšķirība starp abu lēcu zonām, caur kurām vienlaicīgi skatās cilvēks, nepārsniegtu promocijas darbā iegūtos lielumus. Iegūtie rezultāti būtu pielietojami arī jaunu testu izstrādei binokulāro redzes funkciju novērtēšanai.

3.3.5. Secinājumi.

Binokulārās redzes uztveres pētījumā iegūtie rezultāti liecina, ka cilvēka redzes sistēma ir mazāk jūtīga pret aberācijām, kurām atbilstošā viļņu frontes struktūra ir vienkārša. Iegūtie rezultāti tiek skaidroti ar binokulārās redzes sistēmas adaptāciju aberāciju radītajam apmieglojumam. Cilvēks vairāk adaptējas tām aberācijām, kam atbilstošā viļņu frontes forma ir vienkārša.

3.4. Krāsu piesātinājuma adaptācijas pētījumi

3.4.1. Ievads

Sensorā adaptācija ir visu sensoro sistēmu, tajā skaitā, arī redzes sistēmas īpašība. Sensorās adaptācijas gaitā receptoru jutības sliekšnis mainās atbilstoši stimula intensitātei [58, 59, 60, 61]. Saistība starp sensorās sistēmas atbildi uz stimulu un stimula intensitāti var būt sarežģīta, un to nosaka katras apakšsistēmas atbilde. Redzes sistēmas adaptācija iedalāma vairākās apakšklasēs – gaismas adaptācija, hromatiskā adaptācija, kontrasta adaptācija u.c. Hromatiskā adaptācija ir īpašs gaismas adaptācijas veids, un tā ietekmē krāsu redzi [62]. Hromatiskās adaptācijas pamats ir katras fotoreceptoru klases jutības regulācija atbilstoši gaismas intensitātei. Fotoreceptoru jutība tiek regulēta, kontrolējot atbildes pastiprinājumu. Pastiprinājuma kontrole ir nelineāra, un to apraksta Mihaelisa-Mentena (*Michaelis-Menten*) vienādojums un Von Kriesa (*Von Kries*) modelis [63, 64, 65]. Divu krāsu redzes efektu – Bezolda-Brikes (*Bezold-Brucke*) un Abnija (*Abney*) efekta pamats ir krāsu redzes sistēmas nelinearitāte. Šie efektus sīkāk aprakstīti pētījumos [66] un [67].

Hromatiskā adaptācija ietekmē krāsainu stimulu uztveri [68, 69, 70, 71] un krāsu izšķirtspēju [72, 73]. Pētījumā [72] analizēta saistība starp gaismas adaptāciju un krāsu adaptāciju. Citā pētījumā [74] analizēta krāsu izšķirtspēja pēc adaptēšanās dažāda veida stimuliem.

Ir ļoti maz pētījumu, kuros pētīta hromatiskās adaptācijas ietekme uz krāsu tīrības uztveri. Krāsu tīrība ir subjektīvs jēdziens, un tā tiek definēta kā cilvēka uztvertais krāsas piesātinājums, t.i., krāsas tīrības un piesātinājuma būtība ir viena un tā pati, turpretim tīrība ir saistīta ar cilvēka uztveri, bet piesātinājums ir objektīvs jēdziens. Promocijas darbā pievērsta uzmanībai krāsu tīrības atkarībai no hromatiskās adaptācijas. Lai novērstu iespēju, ka eksperimenta dalībnieks jauc krāsas un tās tīrības maiņu, adaptācijas stimula un testa stimula krāsu koordinātas mainījās tā, ka CIE diagrammā tās vienmēr atradās uz nogriežņa, kas savieno baltā punkta koordinātas ar sarkanā pikseļa koordinātām. Tā kā testa un adaptācijas stimulsi savā starpā atšķirās tikai ar piesātinājumu, hromatiskā adaptācija tika saukta par piesātinājuma adaptāciju. Kā piesātinājuma mērs tika izvēlēts baltā punkta koordinātas un stimula krāsu koordinātas savienojošā nogriežņa garums CIE diagrammā. Piesātinājums tika izteikts procentos no visgarākā nogriežņa, t.i., nogriežņa, kas savieno baltā punkta koordinātas un sarkanā pikseļa krāsu koordinātas.

Promocijas darba gaitā veiktā pētījumā salīdzināta divu stimulu (atskaites stimula un pieskaņojamā stimula) krāsu tīrības atkarība no hromatiskās adaptācijas stāvokļa. Visos adaptācijas stāvokļos tika meklēts subjektīvā līdzsvara punkts, kurā eksperimenta dalībnieks testa un adaptācijas stimula krāsu uztver vienādi tīru, un tika izteikta hipotēze, ka piesātinājuma adaptācijas process ir nelineārs līdzīgi kā Bezolda-Brikes un Abnija efekts. Promocijas darbā tika mērīta piesātinājuma adaptācijas atkarība no laika, kā arī tika analizēts, kurā redzes sistēmas līmenī norisinās ar piesātinājuma adaptāciju saistīti procesi.

3.4.2. Eksperimentālā daļa

3.4.2.1. Eksperimenta dalībnieki

Eksperimentā pavisam piedalījās 4 dalībnieki (GK, IZ, MK, VK). Visu eksperimenta dalībnieku nekoriģētais vai koriģētais redzes asums bija 1 vai augstāks. Eksperimenta dalībnieku vecums bija robežās no 21 līdz 48 gadiem. Visi eksperimenta dalībnieki veica Farnsvorsa (*Farnsworth*) krāsu redzes testu, un nevienam eksperimenta dalībniekam šis tests neatklāja krāsu redzes anomālijas.

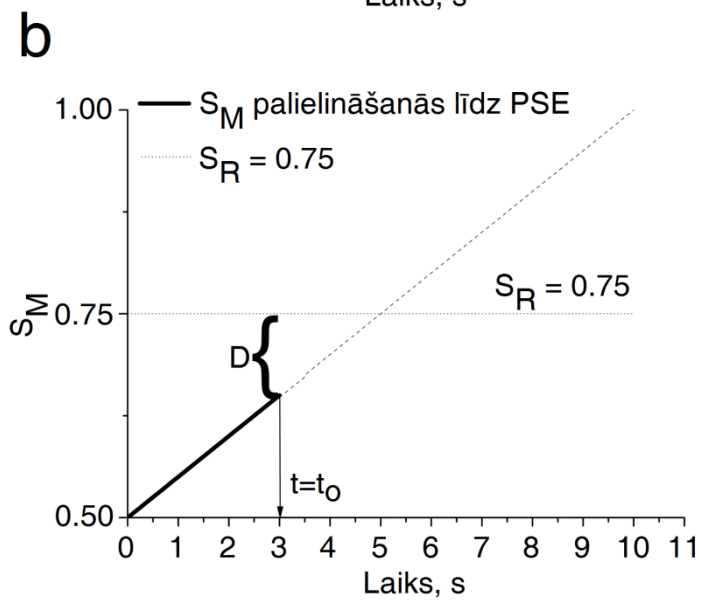
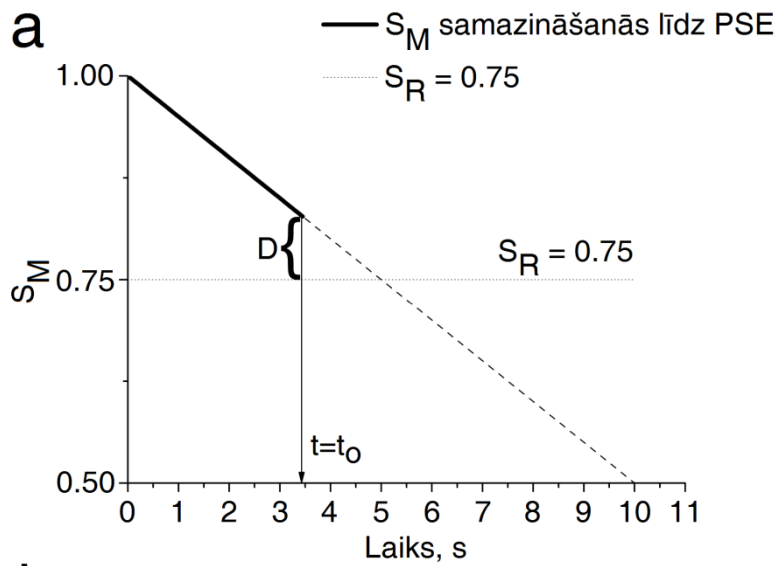
3.4.2.2. Psihofizikālā metode

3.4.2.2.1. Pieskaņošanas metode

Eksperimenta laikā dalībnieki skatījās uz mazu, baltu punktiņu datora ekrānā. Pirmās 10 sekundes ekrāns bija tukšs. Pēc tam ekrānā tika parādīts atskaites stimuls un pieskaņojamais stimuls. Atskaites stimula piesātinājums S_R bija nemainīgs. Pieskaņojamā stimula piesātinājums S_M laikā vai nu samazinājās no 1 līdz 0.5, vai arī palielinājās no 0.5 līdz 1. Piesātinājuma maiņas ātrums bija 0.05/s (skat. 3.4.2.2.1.1. attēlu). Laika brīdī $t = t_0$ eksperimenta dalībnieks bija sasniedzis subjektīvā līdzsvara punktu (SLP). SLP tika definēta starpība

$$D = S_R - S_M \quad (3.4.2.2.1.1.)$$

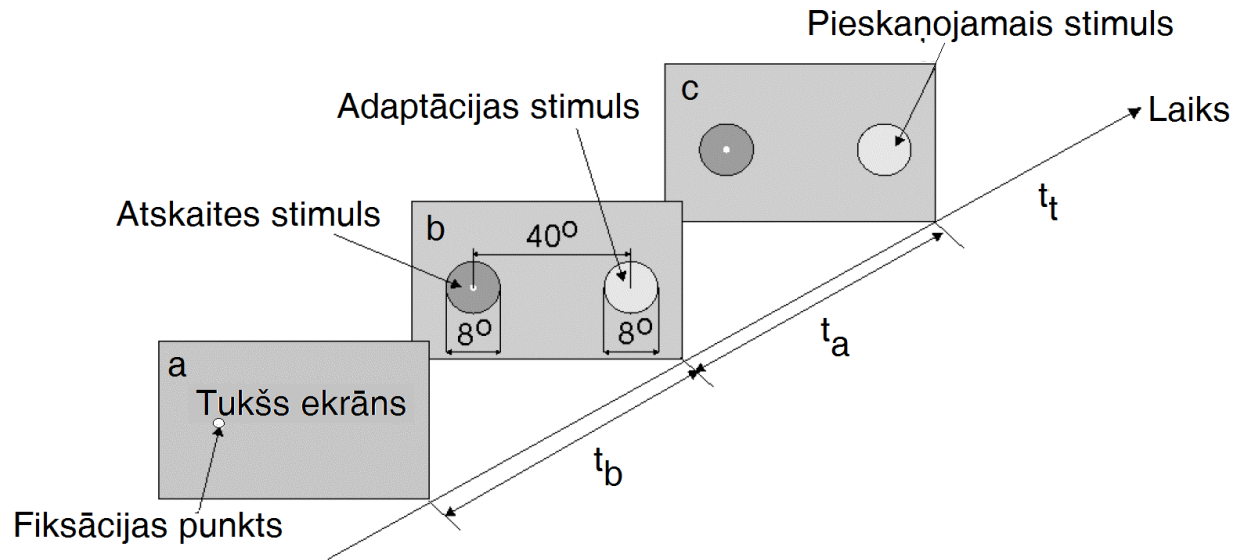
kur S_R – atskaites stimula piesātinājums, S_M – pieskaņojamā stimula piesātinājums. Starpības D vērtība tika saglabāta ASCII failā. Starpība bija negatīva, ja $S_R < S_M$, bet pozitīva pretējā gadījumā. Eksperiments, izmantojot pieskaņošanas metodi, tika veikts S_R vērtībām no 0.7 līdz 0.95 (solis 0.05). Katrai S_R vērtībai eksperiments tika atkārtots 10 reizes.



3.4.2.2.1.1. attēls. Pieskaņošanas metode. Laika brīdī $t = 0$ pieskaņojamā stimula piesātinājums S_M sāka vai nu samazināties (a) vai arī palielināties (b). Atskaites stimula S_R bija nemainīgs.

3.4.2.2.2. Konstanto stimulu metode

Lai noteiktu, kā piesātinājuma adaptācija ir atkarīga no laika, tika izmantota konstanto stimulu metode. Eksperimenta dalībnieks visa eksperimenta laikā skatījās uz baltu punktiņu. Eksperimentam bija 3 atsevišķas fāzes (skat. 3.4.2.2.2.1. attēlu): 1) tukšs ekrāns t_b , 2) adaptācijas fāze t_a , 3) eksperimentālā fāze t_t . Tukšs ekrāns tika rādīts $t_b = 10$ sekundes. Adaptācijas fāzes



3.4.2.2.2.1. attēls. Fāžu secība konstanto stimulu metodes eksperimentā. (a) – tukšs ekrāns (ilgums $t_b = 10$ s); (b) – adaptācijas fāze; (c) – eksperimentālā fāze.

laikā eksperimenta dalībnieks redzēja atskaites stimulu ($S_R = 0.75$) un adaptācijas stimulu ($S_M = 0.5$). Adaptācijas fāzes ilgums mainījās no 0.25 s līdz 1.25 s ar soli 0.25 s. Pēc adaptācijas fāzes sākās eksperimentālā fāze. Eksperimentālā fāze sākās ar skaļu skaņas signālu. Eksperimentālās fāzes laikā eksperimenta dalībnieks redzēja atskaites stimulu ($S_R = 0.75$) un pieskaņojamo stimulu. Eksperimentālās fāzes laikā S_M mainījās robežās no 0.5 līdz 1 (solis 1/36). Eksperimentālās fāzes sākumā eksperimenta dalībniekam bija jāatbild, vai pieskaņojamā stimula krāsa izskatās tīrāka nekā atskaites stimula krāsa. Lai mazinātu adaptācijas efektus eksperimentālās fāzes laikā, eksperimenta dalībniekam bija jāatbild tik drīz, cik iespējams. Eksperimenta dalībnieks deva atbildi, nospiežot klaviatūras taustiņu. Sākoties eksperimentālajai fāzei, programma izvēlējās pieskaņojamā stimula piesātinājumu, pamatojoties uz gadījuma principu. Izmantojot iegūtos datus, katram eksperimenta dalībniekam tika izmērīta psihometriskā funkcija, un subjektīvā līdzsvara punktā tika aprēķināta starpība $D = S_R - S_M$.

3.4.2.3. Stimuli

Stimulu ģenerēšanai un rādīšanai tika uzrakstīta programma programmēšanas valodā Microsoft Visual Basic v6.0 DirectDraw. Stimuli tika rādīti uz IBM Thinkpad (modelis R50e) LCD monitora, ko kontrolēja Intel 82852/82855 GM/GME grafiskais kontrolieris.

Abās psihofizikālajās metodēs tika lietots atskaites stimuluss un pieskaņojamais stimuluss. Abu stimulu krāsa bija vienmērīga visā stimulu laukumā. Katra stimula leņķiskais diametrs bija 8° , skatoties no 40 cm attāluma. Leņķiskais attālums starp stimulu centriem bija 40° . Stimuli tika aplūkoti uz melna fona, un eksperimenta dalībniekam bija jāskatās uz mazu, baltu punktiņu atskaites stimula centrā. Eksperimenta dalībnieks adaptējās dažādos apstākļos, t.i., atskaites stimuluss bija vairāk vai mazāk piesātināts salīdzinājumā ar pieskaņojamo stimuluss. Vienā no eksperimentiem atskaites stimulum bija nemainīgs piesātinājums, turpretim pieskaņojamā stimula piesātinājums mainījās lineāri. Otrajā eksperimentā abu stimulu piesātinājums adaptācijas fāzes laikā bija nemainīgs, turpretim adaptācijas fāzes ilgums mainījās. Eksperimentu laikā abu stimulu hromatiskās koordinātas mainījās tā, ka CIE diagrammā stimuli atradās uz nogriežņa, kas savieno sarkano pikseli un balto punktu. Atskaites stimula un pieskaņojamā stimula spožums visā eksperimenta gaitā bija $Y = 40 \text{ cd/m}^2$. Telpas apgaismojums bija 20 lx tā, lai apkārtējie objekti nenovērstu eksperimenta dalībnieka uzmanību. Sienas bija neitrāli pelēkā krāsā.

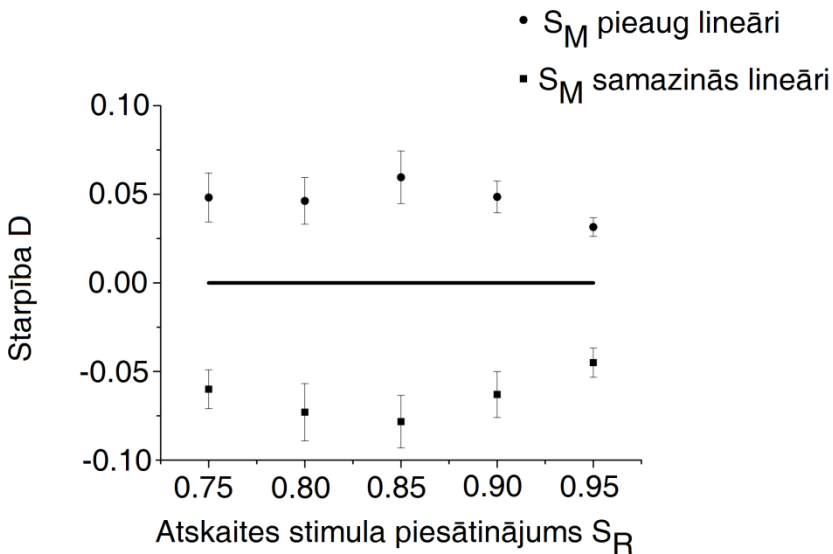
3.4.2.4. Kalibrācija

Monitora krāsu koordinātas tika izmērītas, izmantojot hromametu Minolta (modelis CS-100A), kas sniedz informāciju par stimula CIE xyY krāsu koordinātām. Baltā punkta krāsu koordinātas bija $x_W = 0.327$; $y_W = 0.35$, turpretim sarkanā punkta koordinātas bija $x_R = 0.590$; $y_R = 0.350$.

3.4.3. Rezultāti

3.4.3.1. Pieskaņošanas metode

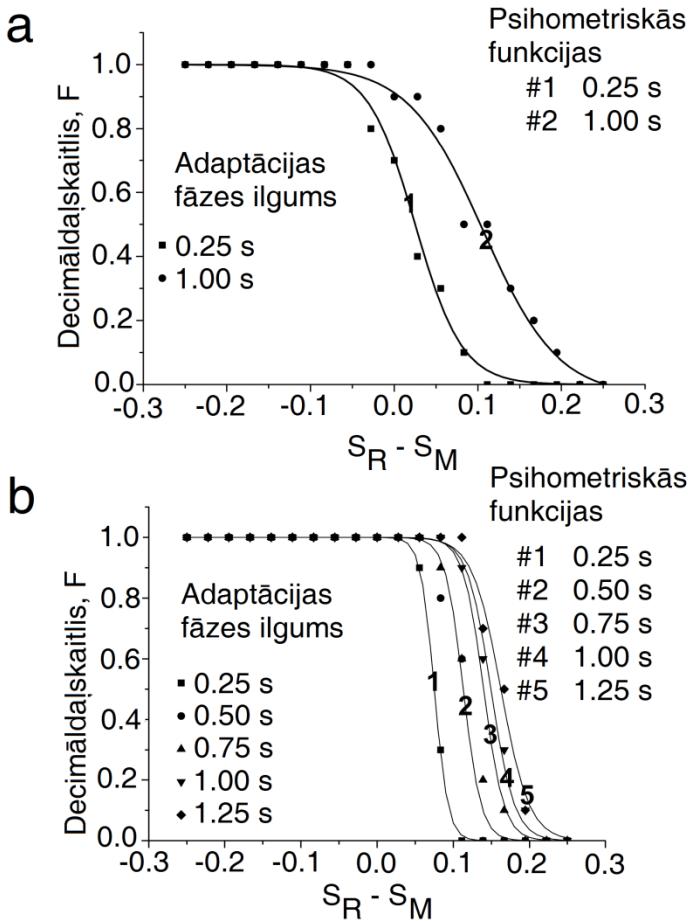
Starpības D atkarība no atskaites stimula piesātinājuma S_R abu pieskaņošanas virzienu gadījumā (S_M pieaug vai samazinās) redzama 3.4.3.1.1. attēlā. Melnie aplīši rāda rezultātus, kas iegūti gadījumā, kad pieskaņojamā stimula piesātinājums S_M pieauga no 0.5 līdz 1, turpetim melnie kvadrātiņi rāda rezultātus gadījumā, kad S_M samazinājās no 1 līdz 0.5. Uz x ass atlikts atskaites stimula piesātinājums S_R . Visu S_R vērtību gadījumā starp S_M vērtībām bija atšķirība, saskaņojot abu stimulu krāsu tīrību no abām pusēm. Kļūdu stabiņi ir mērījumu standartklūda.



3.4.3.1.1. attēls. Sakarība starp starpību D un atskaites stimula piesātinājumu S_R subjektīvā līdzsvara punktā. Riņķīši rāda datus, kas iegūti, S_M pieaugot no 0.5 līdz 1. Kvadrātiņi rāda datus, kas iegūti, perifērā stimula piesātinājumam S_M samazinoties no 1 līdz 0.5.

3.4.3.2. Konstanto stimulu metode

Iegūtie dati tika aproksimēti ar Bolcmaņa sigmoīdu. Analizējot datus, tika uzskatīts, ka Bolcmaņa sigmoīda ir eksperimenta dalībnieka patiesā psihometriskā funkcija. Sigmoīdas ir 3.4.3.2.1. attēlā redzamās nepārtrauktās līknes. Uz y ass atlikts decimālskaitlis F, kas parāda, cik



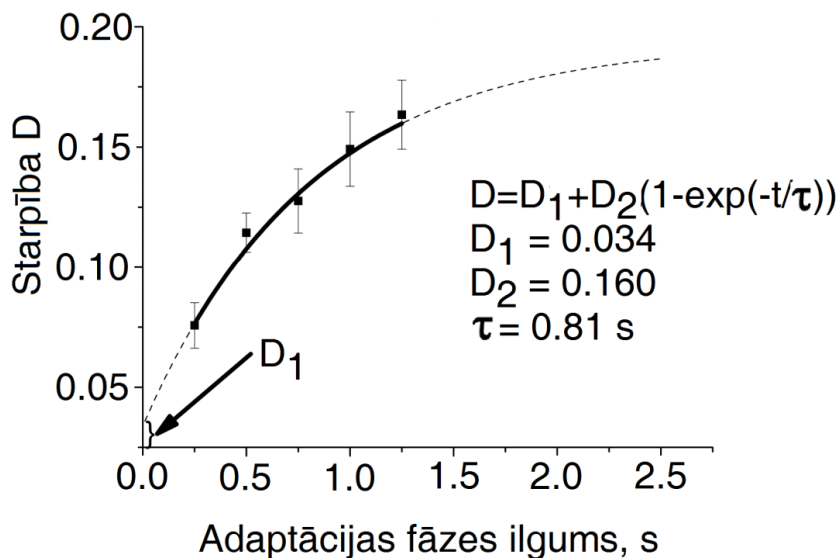
3.4.3.2.1. attēls. Psichometriskās funkcijas, kas izmērītas konstanto stimulu metodes eksperimentā. Adaptācijas fāzes ilgums mainījās – attēla daļā (a) redzamas visu piecu eksperimenta dalībnieku vidējās psihometriskās funkcijas, adaptācijas fāzes ilgumam mainoties no 0.25 s un 1 s; attēla daļā (b) redzamas eksperimenta dalībniekam (VK) iegūtās psihometriskās funkcijas, adaptācijas fāzes ilgumam mainoties no 0.25 s līdz 1.25 s (solis 0.25 s)

reīžu (no 10) pieskaņojamā stimula krāsa izskatījās tīrāka nekā atskaites stimula krāsa. Uz x ass atlikta starpība $S_M - S_R$. Subjektīvā līdzsvara punktā psihometriskās funkcijas vērtība ir 50 % no maksimālās vērtības, un šajā punktā iespējams nolasīt no x ass atbilstošo D vērtību.

Skaidri saskatāma psihometrisko funkciju nobīde, pieaugot adaptācijas fāzes ilgumam. 3.4.3.2.1. (a) attēlā redzama vidējā psihometrisko funkciju nobīde visā eksperimenta dalībnieku grupā. 3.4.3.2.1. (b) attēlā redzama psihometrisko funkciju nobīde eksperimenta dalībniekam VK. Visiem eksperimenta dalībniekiem dati tika iegūti tikai adaptācijas fāzes ilgumam 0.25 s un 1 s. Eksperimenta dalībniekam VK eksperiments tika veikts adaptācijas fāzes ilgumam no 0.25 s līdz 1.25 s (solis 0.25 s). 3.4.3.2.2. attēlā redzama atšķirības D vērtība subjektīvā līdzsvara punktā atkarībā no adaptācijas fāzes ilguma. Sakarība starp starpību D un adaptācijas fāzes ilgumu tika aproksimēta ar eksponenciālās augšanas funkciju, ko apraksta vienādojums:

$$D = D_1 + D_2 \cdot (1 - e^{-\frac{t}{\tau}}) \quad (3.4.3.2.1.)$$

kur D_1 un D_2 ir konstantes, τ piesātinājuma adaptācijas laika atkarības pusdzīves laiks. Pusdzīves laiks τ ir laika periods, pēc kura locekļa $D_2 \cdot \exp(-t/\tau)$ vērtība ir samazinājusies e reizes, salīdzinot ar tā vērtību laikā brīdī $t = 0$. Promocijas darbā iegūtais pusdzīves laiks ir $\tau = 0.81$ s.



3.4.3.2.2. attēls. Starpības $D = S_R - S_M = 0.75 - S_M$ atkarība no adaptācijas fāzes ilguma. Nepārtrauktā līnija ir eksponenciāla funkcija, ar ko aproksimēti dati. Funkcijas vērtības parādītas intervālā no īsākās līdz garākajai adaptācijas fāzei. Pārtrauktā līnija ir eksponenciālās funkcijas turpinājums ārpus pētītā adaptācijas fāzes ilguma.

3.4.4. Analīze

Krāsu uztvere parasti tiek pētīta centrālajā redzeslauka daļā [71, 75, 76]. Promocijas darba gaitā veiktajā pētījumā atskaites stimulš un pieskaņojamais stimulš bija novietots attiecīgi centrālajā un perifērajā redzeslauka daļā. Līdz ar to ir jāņem vērā perifērās krāsu redzes ietekme uz rezultātiem. Ir zināms, ka mazi, krāsaini stimuli izbalē perifērajā redzeslaukā. Pētījumā [77] tika definēts uztveres lauka jēdziens. Uztveres lauks pētījumā [77] tika definēts kā perifērā stimula leņķiskais lielums, kuru sasniedzot vai pārsniedzot, perifērā krāsu redze kļūst līdzvērtīga centrālajai krāsu redzei. Pētījumā [78] mērīta dominējošās krāsas un tās tīrības uztveres lauka izmēra atkarība no tīklenes apgaismojuma. Pētījuma [78] autori atklāja, ka sarkanu stimulu un visu apgaismojuma līmeņu gadījumā uztveres lauka izmērs bija dažas grāda desmitdaļas. Pētījumā [79] mērītas krāsu tīrības izmaiņas dažādu meridiānu virzienā un dažādā attālumā no redzeslauka centra. Mazu (leņķiskais izmērs 2°) sarkanu stimulu krāsas tīrība perifērajā redzeslaukā mainījās tikai 1.3 reizes. Promocijas darbā veiktajā pētījumā perifērā stimula izmērs bija 8° , kas ir ievērojami lielāks nekā uztveres lauka izmērs. Starpības D lielums 0.25 s adaptācijas fāzes gadījumā bija tikai dažas simtdaļas, un līdz ar to nevar uzskatīt, ka perifērā stimula krāsa izbalēja perifērajā redzeslaukā.

Pieskaņošanas metodes eksperimentā tika novērota starpības D histerēze. Histerēzes cēlonis ir dažādi hromatiskās adaptācijas apstākļi, mainot pieskaņojamā stimula piesātinājumu no vienas vai otras puses. Kā redzams 3.4.3.1.1. attēlā, histerēzi nav iespējams aproksimēt ar noteiktu funkciju, tomēr tā ir novērojama visām S_R vērtībām.

Piesātinājuma adaptācijas laika atkarība tika mērīta, analizējot starpības D atkarību no adaptācijas fāzes ilguma. Starpības D atkarība no adaptācijas fāzes ilguma bija aproksimējama ar eksponenciālās augšanas funkciju, kas izmantota pētījumā [80], lai aprakstītu enzīmu kinētiku. Tā kā atkarība bija aproksimējama ar eksponenciālu funkciju, iespējams izteikt hipotēzi, ka piesātinājuma adaptācijas procesi ir saistīti ar enzimatiskām reakcijām fotoreceptoros. Fototransdukcijas kaskādes ķēde ir pārāk sarežģīta, lai tajā būtu iespējams identificēt specifiskas reakcijas, kas ir eksponenciālās atkarības iemesls, pie tam eksponenciālās atkarības iemesli var būt arī procesi citos redzes sistēmas posmos. Lai izpētītu eksponenciālās atkarības iemeslus, jāveic papildu eksperimenti. Tā kā kalcijs (Ca) ir ļoti nozīmīgs elements adaptācijas procesos, ir pamats eksponenciālo atkarību saistīt ar diviem enzimatiskajiem pamatprocesiem, kas kontrolē Ca kanālu (cGMP kanāli) atvēršanos un aizvēršanos. Viens no šiem procesiem ir cGMP rašanās GTP hidrolīzes procesā. Šo procesu nodrošina guanilciklāze. Otrs process ir GMP rašanās no cGMP. Šo procesu nodrošina fosfodiesterāze [61, 81].

Hromatiskās adaptācijas atkarība no laika mērīta jau iepriekš. Pētījumā [71] mērīta hromatiskās adaptācijas laika atkarība, izmantojot krāsu izslēgšanas metodi. Dažādos hromatiskās adaptācijas stāvokļos tika meklēta tāda zaļās gaismas intensitāte, lai stimulš neizskatītos ne sarkanīgs, ne zaļgans. Attēlojot grafikā izslēgšanas punktā izmērītās zaļās gaismas intensitātes atkarību no laika, kas pagājis kopš stimula parādīšanās, pētījuma [71] autori

secināja, ka hromatiskā adaptācija ir sasniegusi nemainīgu stāvokli pēc 10 minūtēm. Pētījumā [75] analizēts, kā adaptēšanās krāsainam fonam ietekmē krāsu uztveri un izšķirtspēju. Gan krāsu uztveres, gan krāsu izšķirtspējas gadījumā laika atkarībai bija izšķirami trīs komponenti, no kuriem katram bija atšķirīgs pusdzīves laiks. Dažādi pusdzīves laiki norāda uz to, ka hromatiskās adaptācijas procesi norisinās dažādos redzes sistēmas līmeņos un ka redzes sistēma nevar tikt uzskatīta par vienu sistēmu. Redzes sistēma iedalāma vairākos apakšposmos, no kuriem katram ir savs pusdzīves laiks hromatiskās adaptācijas procesā. Pētījuma [75] autori uzskatīja, ka ilgākais pusdzīves laiks (aptuveni 20 s) saistīts ar procesiem tīklenē, laterālajos ceļgalveida ķermeņos vai garozas līmeņu sākumposmā. Daudz īsāks pusdzīves laiks (40 ms – 70 ms) varētu būt saistīts ar procesiem fotoreceptoros, turpretim trešais komponents, kura pusdzīves laiks ir aptuveni 10 ms, varētu būt saistīts ar redzes garozas procesiem [75]. Promocijas darbā gaitā veiktajā pētījumā iegūtais pusdzīves laiks $\tau = 0.81$ s ir ievērojami garāks nekā 10 ms, bet ievērojami īsāks nekā 20 s. Pusdzīves laiks $\tau = 0.81$ s vistuvāk ir vērtībai 40 ms – 70 ms, un līdz ar to var izteikt hipotēzi, ka ar eksponenciālo atkarību saistītie procesi atrodas fotoreceptoros.

Hromatiskās adaptācijas atkarība no laika analizēta arī pētījumā [68]. Pētījumā [68] eksperimenta dalībnieks adaptējās dažādiem gaismas avotiem: D65, A, D90 and GRN, kas mainījās ik pēc noteikta laika perioda. Katrā adaptācijas stāvoklī eksperimenta dalībniekam bija jāmaina stimula krāsa tā, lai tas izskatītos ahromātisks. Grafikā tika attēlota krāsu koordinātu izmaiņu atkarība no adaptācijas fāzes ilguma. Iegūtā atkarība bija labi aproksimējama kā divu eksponenciālu funkciju summa. Vienai no funkcijām pusdzīves laiks bija aptuveni 1 s, savukārt otrai – 40 s – 50 s. Pētījuma [68] autori secināja, ka abu komponentu mehānismi, iespējams, atrodas tīklenē. Promocijas darbā iegūtā pusdzīves laika vērtība $\tau = 0.81$ s ir ļoti tuva pusdzīves laika vērtībai $\tau = 1$ s, ko ieguva pētījuma [68] autori. Tas liecina, ka piesātinājuma adaptācijas eksponenciālā atkarība no laika varētu būt saistīta ar tīklenes procesiem.

Analizējot iegūtos rezultātus, jāņem vērā arī reakcijas laika iespējamā ietekme. Reakcijas laiks uzdevumos, kuros eksperimenta dalībniekam jādod atbilde, nospiežot pogu, tiek saukts par izvēles reakcijas laiku, un tas ir tipiski 100 ms – 200 ms garš. Tā kā pieskaņojamā stimula krāsu piesātinājums reakcijas laikā mainās, tad patiesā eksponenciālā līkne ir nobīdīta uz augšu no tās, kas redzama 3.4.3.2.2. attēlā, un līdz ar to pusdzīves laiks varētu būt īsāks nekā $\tau = 0.81$ s.

Lai iegūtu statistiski vairāk ticamus datus, eksperiments būtu jāveic lielā grupā. Mazais eksperimenta dalībnieku skaits saistīts ar to, ka cilvēks, kas eksperimentus veica ar visiem adaptācijas fāzes ilgumiem, bija vienīgais pieredzējušais un trenētais eksperimenta dalībnieks. Pārējie eksperimenta dalībnieki nebija informēti par pētījuma mērķi un nebija trenēti. Tā kā šie eksperimenta dalībnieki nebija trenēti, viņi eksperimenta laikā nogura, savukārt nogurumam ir nevēlams efekts uz eksperimenta gaitu un rezultātiem.

Veicot eksperimentu ar garāku adaptācijas fāzes ilgumu, pusdzīves laiku būtu iespējams novērtēt ievērojami precīzāk. Garāks adaptācijas fāzes ilgums arī sniegtu iespēju izmērīt piesātinājuma adaptācijas lēno fāzi. Neraugoties uz salīdzinoši nelielo adaptācijas ilgumu skaitu,

iegūtie rezultāti ir pamats secinājumam, ka piesātinājuma adaptācija ir eksponenciāla, ko apstiprina arī literatūrā pieejamā informācija [68, 75, 76].

Secinājums, ka pastāv specifisks piesātinājuma adaptācijas mehānisms, ir pāragrs, un tā apstiprināšanai nepieciešami papildus eksperimenti. Piesātinājuma adaptācija ir specifisks hromatiskās adaptācijas veids, kas, savukārt, ir specifisks gaismas adaptācijas veids. Hromatiskās adaptācijas procesi norisinās dažādos redzes sistēmas līmeņos [82], un līknes eksponenciālā forma nav pietiekams pamats apgalvot, ka šie procesi norisinās tīklenes fotoreceptoros.

Pamatojoties uz pētījumiem [68, 71, 75] iegūtajiem hromatiskās adaptācijas laika atkarības datiem, jāņem vērā, ka adaptācijas efektu dēļ arī atskaites stimula (kura centrā eksperimenta dalībnieks fiksēja skatu) krāsa un piesātinājums mainījās eksperimenta laikā. Šī adaptācija atskaites stimulam varētu būt radījusi iegūto rezultātu neprecizitātes, kas, savukārt, var būt iemesls kļūdainam pusdzīves laika novērtējumam.

3.4.5. Secinājumi

Pieskaņojot perifērā stimula krāsas tīrību centrālā stimula krāsas tīrībai no ahromātiskās un maksimāli piesātinātās puses, subjektīvā līdzsvara punktā tiek iegūtas dažādas perifērā stimula piesātinājuma vērtības, t.i., tiek novērota krāsu piesātinājuma histerēze. Subjektīvā līdzsvara punktā iegūtā perifērā stimula piesātinājuma atkarība no adaptācijas laika ir eksponenciāla. Tas norāda uz nelineāru fotoreceptoru procesu iesaisti piesātinājuma adaptācijā.

3.5. Asinsvadu diametra atkarība no acs aberācijām

3.5.1. Ievads

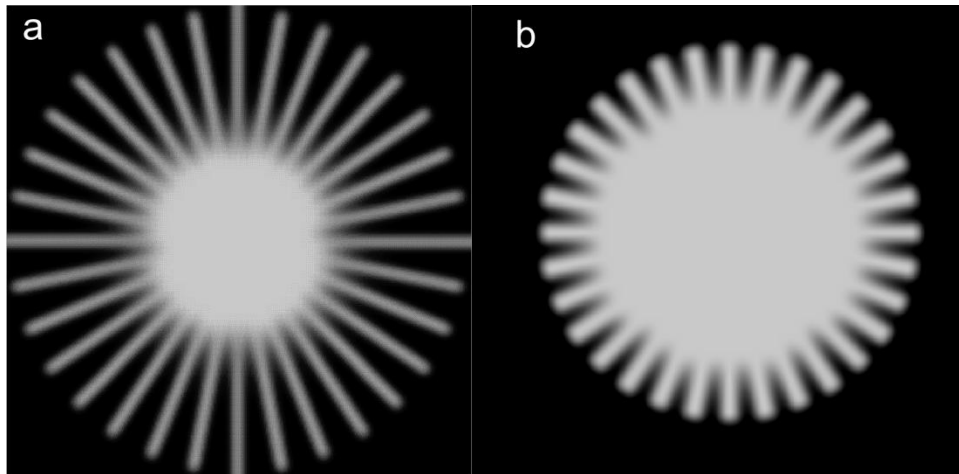
Acs aberācijas ietekmē ne tikai uz tīklenes veidotā attēla kvalitāti, bet arī pašas tīklenes attēlu. Pētījumu, kā dažāda veida aberācijas ietekmē uz tīklenes veidotā attēla kvalitāti un redzes uztveri [83, 84], ir ļoti daudz, turpretim pētījumu, kā acs optiskā kvalitāte ietekmē tīklenes lielmēroga struktūru – redzes nerva diska, tīklenes asinsvadu, nervu u.c. redzamo formu, ir ļoti maz. Katra aberācija attēlu izkropļo atbilstoši tās punkta izplūdes funkcijai, un līdz ar to ir pamats uzskatīt, ka dažādas acs aberācijas tīklenes attēlus ietekmē dažādi. Kā minēts iepriekš, zemāko kārtu aberācijām punkta izplūdes funkcijas ir ļoti vienkāršas, savukārt, augstāko kārtu aberācijām tās ir sarežģītas. Kopējā punkta izplūdes funkcija var būt ļoti sarežģīta, pie tam tā var būt orientēta dažādos virzienos. Promocijas darbā pievērsta uzmanība acs aberāciju ietekmei uz tīklenes asinsvadu redzamo diametru (turpmāk tekstā – diametru), kas acs aberāciju dēļ var atšķirties no patiesā diametra. Oftalmoloģijā asinsvadu diametrs ir svarīgs parametrs, jo tas ietekmē artēriju/vēnu diametra attiecību jeb A/V attiecību. A/V attiecība tiek novērtēta ikreiz, kad pacients apmeklē oftalmologu. Normāli A/V attiecība ir robežās starp 2/3 un 4/5. A/V attiecība tiek novērtēta, zīlītei esot paplašinātai. Šādā stavoklī acī ir ievērojams apjoms aberāciju, un tas var ietekmēt A/V attiecību. A/V attiecība var atšķirties no normālās vērtības gan redzes sistēmas patoloģiju gadījumos, gan arī vispārēju organisma slimību gadījumā.

Promocijas darbā izteikta hipotēze, ka acs aberāciju dēļ A/V attiecība var tikt novērtēta par zemu vai par augstu, kā arī var palikt nepamanītas dažādas patoloģijas, kas rada A/V attiecības izmaiņas. Pastāv automātiskas un pusautomātiskas datorprogrammas, kas aprēķina A/V attiecību, pamatojoties uz intensitātes sadalījumu asinsvada šķērsgriezumā [85, 86], savukārt, intensitātes sadalījums asinsvada šķērsgriezumā ir atkarīgs no acs aberācijām. Promocijas darba gaitā veiktajā pētījumā analizēts, vai šādās datorprogrammās ir jāņem vērā iespējamā acs aberāciju ietekme uz A/V attiecību.

3.5.2. Eksperimentālā daļa

3.5.2.1. Aberāciju simulācija staru figūrā

Lai novērtētu dažādu aberāciju ietekmi uz līnijas platuma pieaugumu, tika izmantota tā saucamā staru figūra. Stari ar Gausa (*Gaussian*) profilu un platumu 13 un 22 pikseli pusaugstumā tika orientēti 16 dažādos virzienos (skat. 3.5.2.1.1. attēlu). Stari bija ahromātiski (RGB = 128,128,128), un to fons bija melns (RGB = 0,0,0). Vertikālā stara virziens tika

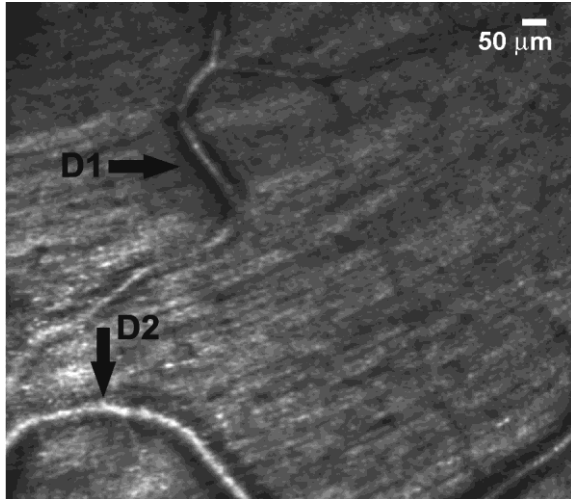


3.5.2.1.1. attēls. Staru figūra, kas tika izmantota, lai novērtētu dažādu aberāciju ietekmi uz staru platuma pieaugumu. (a) Staru figūra ar šauriem stariem. (b) Staru figūra ar platiem stariem.

pieņemts par 0° virzienu, un katra nākamā stara virziens pieauga pulksteņrādītāja kustības virzienā par 11.25° . Staru figūrā tika simulētas šādas aberācijas: horizontālais astigmātisms c_2^2 , vertikālā koma c_3^{-1} un horizontālā trīslapiņu aberācija c_3^3 . Viļņu frontes aprakstam tika izmantots OSA Zernikes polinomu standarts. Viļņu frontes un punkta izplūdes funkcijas tika aprēķinātas Zernikes koeficientu vērtību $0.1 \mu\text{m}$; $0.2 \mu\text{m}$ un $0.3 \mu\text{m}$ un zīlītes diametra 6 mm gadījumā. Aberācijas staru figūrā tika simulētas, izmantojot programmu Matlab R2007b (*Mathworks*).

3.5.2.2. Aberāciju simulācija tīklenes attēlā

Acs aberāciju ietekme uz tīklenes asinsvadu diametru tika noteikta, izmantojot aberāciju simulācijas metodi. Simulācijai tika izvēlēts tīklenes attēls, ko ieguvis prof. Austins Rorda (*Austin Roorda*), izmantojot adaptīvās optikas skenējošo lāzera oftalmoskopijas metodi (skat. 3.5.2.2.1. attēlu) [87]. Prof. Austins Rorda deva rakstisku atļauju iegūto attēlu izmantot



3.5.2.2.1. attēls. Aberāciju simulācijai izmantotais tīklenes attēls, ko ieguvis prof. Austins Rorda, izmantojot adaptīvās optikas skenējošās lāzera oftalmoskopijas metodi [87].

simulācijas nolūkiem. Iegūtais tīklenes apgabals atrodas aptuveni 4.5 grāpus virs foveolas. Tīklenes attēlā redzamo asinsvadu diametrs ir aptuveni 50 mikrometri.

Tīklenes attēlā tika simulētas aberāciju kopas, kas raksturīgas šādām cilvēku grupām:

1. bērni, kam ir augstas pakāpes tālredzība [88];
2. pacienti ar intraokulārajām lēcām [89];
3. pacienti, kam ir keratokonuss [15];
4. cilvēki ar ļoti augstu redzes asumu [90];
5. tuvredzīgi pieauguši cilvēki [91];
6. divas pieaugušo grupas [92].

Viļņu frontes aprakstam tika izmantots OSA Zernikes polinomu standarts. Simulēto aberāciju kopu Zernikes koeficienti redzami 3.5.2.2.1. tabulā. Zernikes koeficientu mērvienība ir mikrometri. Tā kā visu Zernikes koeficientu vērtības nebija pieejamas nevienai no minētajām aberāciju kopām, tad trūkstošā informācija tika iegūta no pētījuma [92]. Pētījumā [92] izmērītas Zernikes koeficientu vērtības līdz aberāciju 4. kārtai lielā emetropu cilvēku grupā. Programmā Matlab R2007b (*Mathworks*) katrai aberāciju kopai tika aprēķināta viļņu fronte un punkta izplūdes funkcija. Aprēķinot punkta izplūdes funkciju, tika izvēlēts zīlītes diametrs $\varnothing_D = 6$ mm. Pēc tam tika veikta punkta izplūdes funkciju konvolūcija ar tīklenes attēlu. Konvolūcijas procesā katrs punkts tiek aizstāts ar punkta izplūdes funkciju. Vietās, kas parādītas ar bultām, tika izmērīti asinsvadu diametri D1 un D2, un tika aprēķināta diametru attiecība D1/D2.

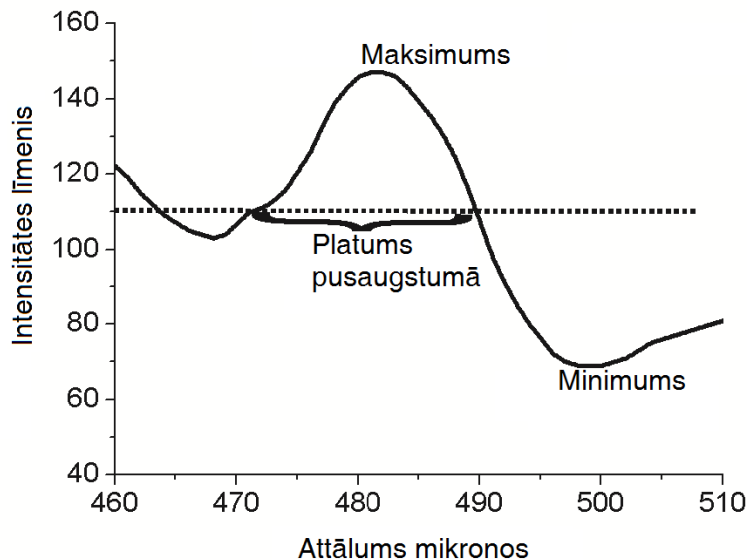
3.5.2.2.1. tabula. Tīklenes attēlā simulēto aberāciju kopu Zernikes koeficientu vērtības (μm).

Zernikes koeficients	Cilvēku grupa						
	Bērni ar lielu tālredzību	Pacienti ar intraokulārām lēcām	Pacienti ar keratokonusu	Cilvēki ar ļoti augstu redzes asumu	Tuvredzīgi pieaugušie	Pirmā pieaugušo grupa	Otrā pieaugušo grupa
c_2^{-2}	0.050	0.108	0.195	0.067	-0.084	-0.158	0.112
c_2^0	-0.102	0.000	0.323	-0.082	0.051	-0.032	0.115
c_2^2	0.195	-0.182	-0.436	-0.130	-0.061	0.005	-0.252
c_3^{-3}	0.029	0.043	-0.002	0.098	0.110	0.140	-0.096
c_3^{-1}	-0.059	0.172	0.410	0.040	-0.020	-0.036	0.061
c_3^1	0.020	0.258	-0.054	0.010	0.130	-0.100	-0.082
c_3^3	0.023	-0.078	0.170	0.127	0.020	-0.021	0.031
c_4^{-4}	-0.030	-0.030	0.030	0.054	0.151	0.021	0.050
c_4^{-2}	-0.013	0.018	0.050	0.026	0.080	0.110	-0.024
c_4^0	0.085	0.490	0.133	0.080	0.190	0.260	0.022
c_4^2	-0.022	-0.035	0.036	0.047	0.072	0.019	0.090
c_4^4	0.031	0.014	-0.015	-0.026	-0.037	-0.012	0.056

3.5.2.3. Staru platuma un asinsvadu diametra aprēķināšana

3.5.2.3.1. Pusaugstuma platuma metode

Gan staru figūras staru platums, gan tīklenes asinsvadu diametrs tika aprēķināts kā šķērsriezuma intensitātes sadalījuma platums pusaugstumā. 3.5.2.3.1.1. attēlā redzama



3.5.2.3.1.1. attēls. Asinsvada šķērsriezuma intensitāte spožuma skalā. Asinsvada diametrs tika aprēķināts kā platums pusaugstumā.

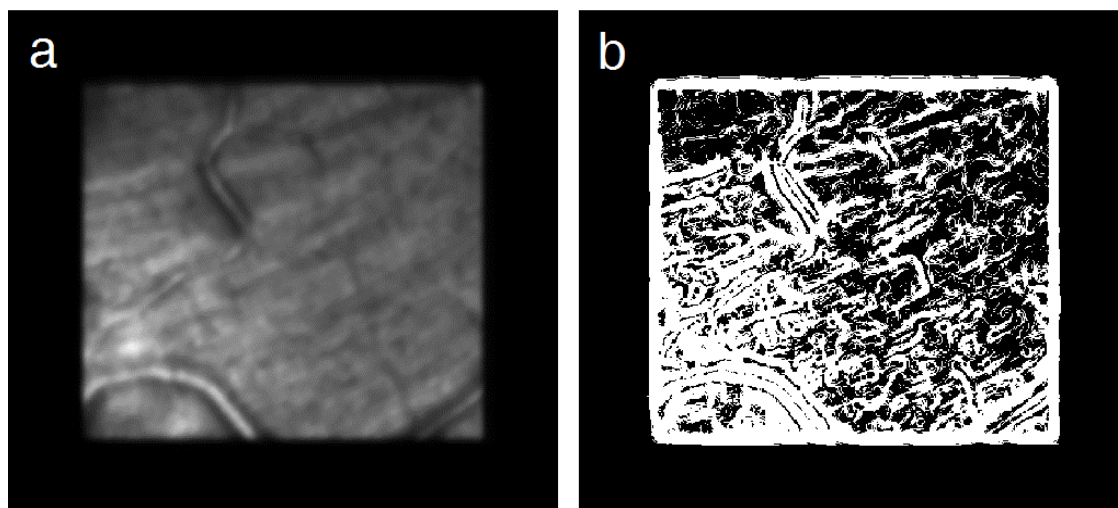
asinsvada šķērsriezuma intensitātes atkarība no attēla lineārajām koordinātām (μm). Šķērsriezuma profils iegūts, izmantojot programmu ScionImage (*ScionCorp*). Intensitātes sadalījuma aprēķināšanai izmantotā šķērsriezuma platums bija 1 pikselis. Pēc tam, kad tika aprēķināti diametri D1 un D2, tika aprēķināta šo diametru attiecība D1/D2. Šādā veidā tika aprēķināts arī staru figūras staru platums katrai stara virziena, aberācijas veida un tās apjoma kombinācijai un novērtēts staru platuma pieaugums.

3.5.2.3.2. Malu detektēšanas metode

Datorprogrammas, kas paredzētas tīklenes attēlu analīzei, izmanto malu detektēšanas algoritmus, lai noteiktu, kur atrodas asinsvadu malas. Lai noteiktu, vai šādu datorprogrammu analīzes rezultātus ietekmē acs aberācijas, asinsvadu diametrs tika noteikts, izmantojot Kirša (*Kirsch*) malu detektēšanas algoritmu. Tīklenes attēlā vēlreiz tika simulētas 3.5.2.2.1. tabulā redzamās aberāciju kopas. Pirms konvolūcijas ar punkta izplūdes funkciju no attēla tika izfiltrēti trokšņi, izmantojot Gausa filtru:

$$g(x) = \sqrt{\frac{a}{\pi}} \cdot e^{-a \cdot x^2} \quad (3.5.2.3.2.1.)$$

Kirša malu detektēšanas algoritma pamats ir pirmās kārtas atvasinājuma aprēķināšana noteiktos virzienos un gradienta noteikšana. Kirša malu detektora sliekšnis tika manuāli izvēlēts tā, lai asinsvadi nekur netiktu pārrauti. 3.5.2.3.2.1. attēlā salīdzinājumam parādīti tīklenes attēli, no kuriem viens tika izmantots pusaugstuma platuma metodē, bet otrs malu detektēšanas metodē.

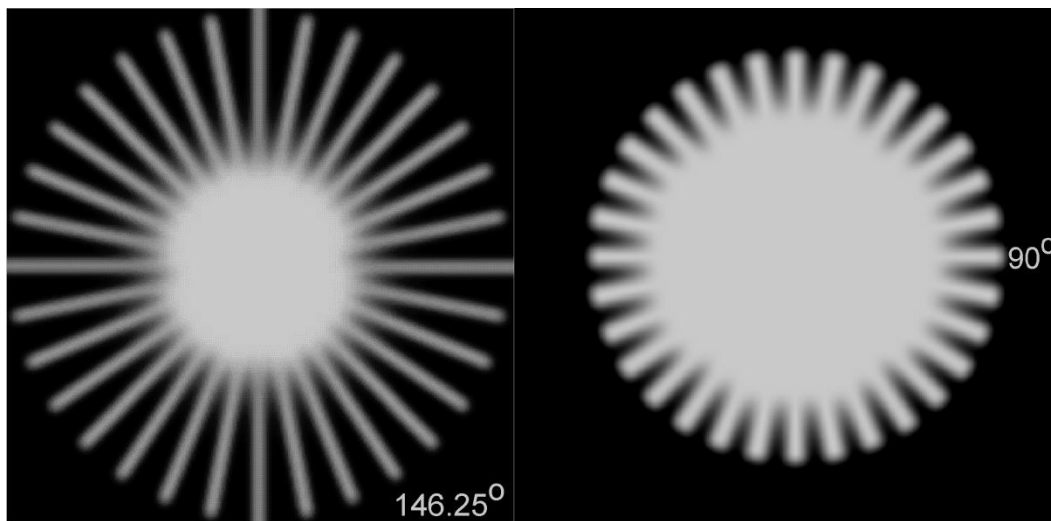


3.5.2.3.2.1. attēls. Tīklenes attēli asinsvadu diametra aprēķināšanai, izmantojot pusaugstuma platuma (a) un malu detektēšanas (b) metodi.

Pēc pārveidošanas binārā formātā tika lietota manuāla asinsvada šķērs griešana, un, izmantojot iegūto intensitātes profilu, tika aprēķināts asinsvada diametrs. Asinsvadu diametrs tika aprēķināts kā attālums starp asinsvadu malām. Diametrs tika aprēķināts abiem asinsvadiem, un pēc tam tika aprēķināta diametru attiecība D1/D2.

3.5.2.4. Staru platumu attiecības korelācija ar asinsvadu diametru attiecību

Staru figūrā tika simulētas tās pašas aberāciju kopas (skat. 3.5.2.2.1. tabulu), kas tika simulētas tīklenes attēlā. Lai novērtētu saistību starp dažādu aberāciju kopu ietekmi uz staru platuma attiecību un tīklenes asinsvadu diametra attiecību, tika aprēķināta šaurākā asinsvada virzienā (146.25°) vērsta stara platuma attiecība pret platākā asinsvada virzienā vērsta (90°) stara platumu (skat. 3.5.2.4.1. attēlu). Šaurais stars ir analogs asinsvadam ar diametru D1, turpretim



3.5.2.4.1. attēls. Staru platuma attiecības aprēķināšana dažādām aberāciju kopām. Šaurais stars 146.25° virzienā ir analogs tievajam asinsvadam, kura diametrs ir D1, turpretim platais stars 90° virzienā ir analogs platajam asinsvadam, kura diametrs ir D2.

platais stars staru figūrā ir analogs asinsvadam ar diametru D2. Staru platuma attiecība tika aprēķināta katras aberāciju kopas gadījumā. Tīklenes asinsvadu diametra attiecība, kas tika aprēķināta, izmantojot pusaugstuma platuma metodi, un staru platuma attiecība tika salīdzināta, aprēķinot savstarpējo korelāciju.

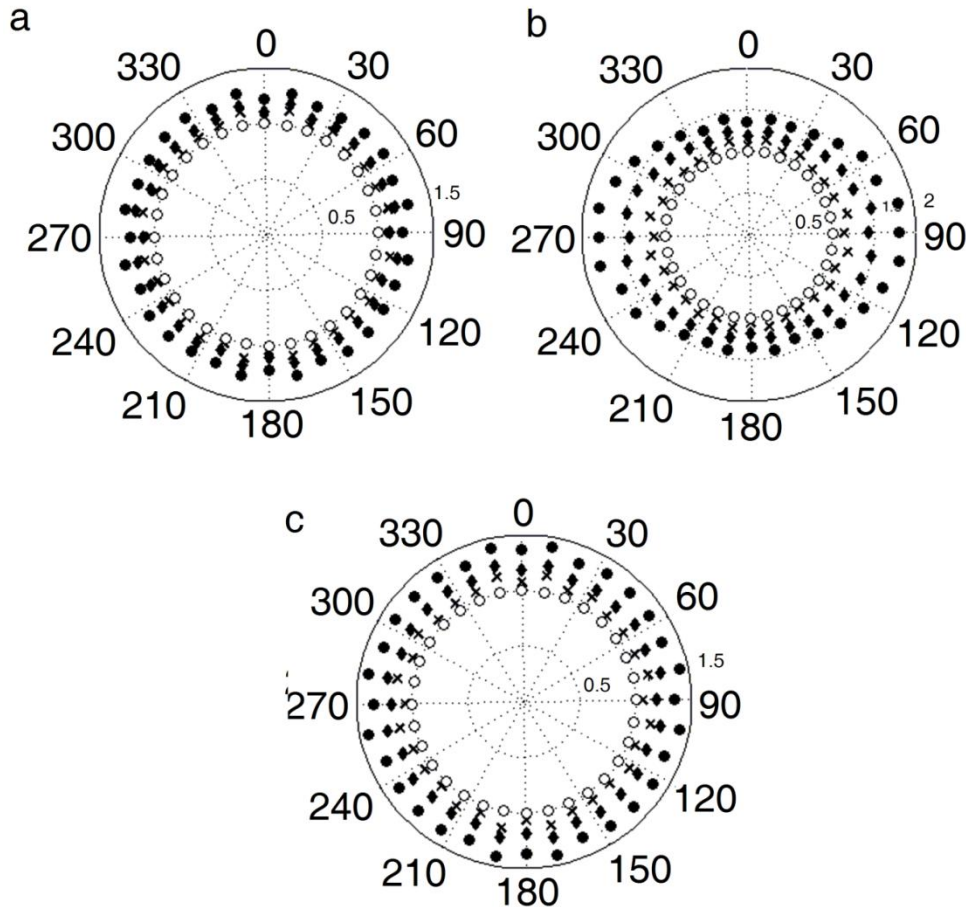
3.5.3. Rezultāti

3.5.3.1. Staru figūras staru platuma pieaugums

Aberāciju radītais staru figūras staru platuma pieaugums polārajā koordinātu sistēmā redzams 3.5.3.1.1. attēlā. Rezultāti parādīti horizontālā astigmātisma c_2^2 , vertikālās komas c_3^{-1} un horizontālās trīslapiņu aberācijas c_3^3 gadījumā (stara platums pusaugstumā 13 pikseļi). Rādiusvektora garums ir attiecība

$$\frac{D_A}{D_S} \quad (3.5.3.1.1.)$$

kur D_A – stara platums, ja staru figūrā simulēta noteikta veida un apjoma aberācija, D_S – stara platums, ja staru figūrā aberācijas nav simulētas. Polārais leņķis pieaug pulksteņrādītāja kustības virzienā un norāda stara orientāciju.



3.5.3.1.1. attēls. Attiecības $\frac{D_A}{D_S}$ atkarība no stara virziena. Grafiks (a) parādīts horizontālajam astigmātismam c_2^2 , grafiks

(b) vertikālajai komai c_3^{-1} , grafiks (c) horizontālās trīslapiņas aberācijai jeb c_3^3 . Visi grafiki aprēķināti šaurajam staram ar platumu 13 pikseļi pusaugstumā. Tukšie aplīši atbilst gadījumam, kad staru figūrā aberācijas nav simulētas. Krustiņi atbilst RMS vērtībai 0.1 μm , rombiņi – 0.2 μm , aizpildītie aplīši – 0.3 μm . Grieki iegūti šaurajam staram (platums pusaugstumā 13 pikseļi).

Redzams, ka aberācijas, kam ir dažāda viļņu frontes simetrija, atšķirīgi ietekmē stara platumu pieaugumu. Paplašināšanās efekts ir atkarīgs ne tikai no viļņu frontes simetrijas un aberācijas apjoma, bet arī no staru patiesā platumu un staru virziena. Vislielākās platumu izmaiņas novērojamas komas gadījumā šīs aberācijas asimetriskās viļņu frontes dēļ, savukārt vismazākās izmaiņas novērojamas astigmātisma gadījumā.

Astigmātisma gadījumā c_2^2 (RMS = 0.3 μm) attiecība $\frac{D_A}{D_S}$ mainījās intervālā [1.22; 1.29] šaurā stara (platums pusaugstumā 13 pikseļi) gadījumā. Tam pašam stara platumam un RMS vērtībai vertikālās komas un horizontālās trīslapiņas gadījumā attiecība $\frac{D_A}{D_S}$ mainījās attiecīgi intervālā [1.35; 1.82] un [1.33; 1.42]. Mazākām RMS vērtībām attiecības $\frac{D_A}{D_S}$ izmaiņu diapazons bija šaurāks. Neatkarīgi no tā, kāds bija aberācijas veids un apjoms, platā stara gadījumā (platums pusaugstumā 22 pikseļi) attiecība $\frac{D_A}{D_S}$ mainījās daudz šaurākā intervālā.

3.5.3.2. Dažādu aberāciju kopu ietekme uz asinsvadu diametra attiecību

3.5.3.2.1. Pusaugstuma platumu metode

3.5.3.2.1.1. tabulā redzama aprēķinātā diametru attiecība D_1/D_2 visu aberāciju kopu gadījumā. Tabulā redzams, ka diametru attiecība mainās plašās robežās – maksimālā diametru attiecības izmaiņa ir aptuveni 0.5, kas ir klīniski nozīmīgs lielums. Nopietnu patoloģiju gadījumā A/V attiecība var mainīties arī par daudz mazāku lielumu.

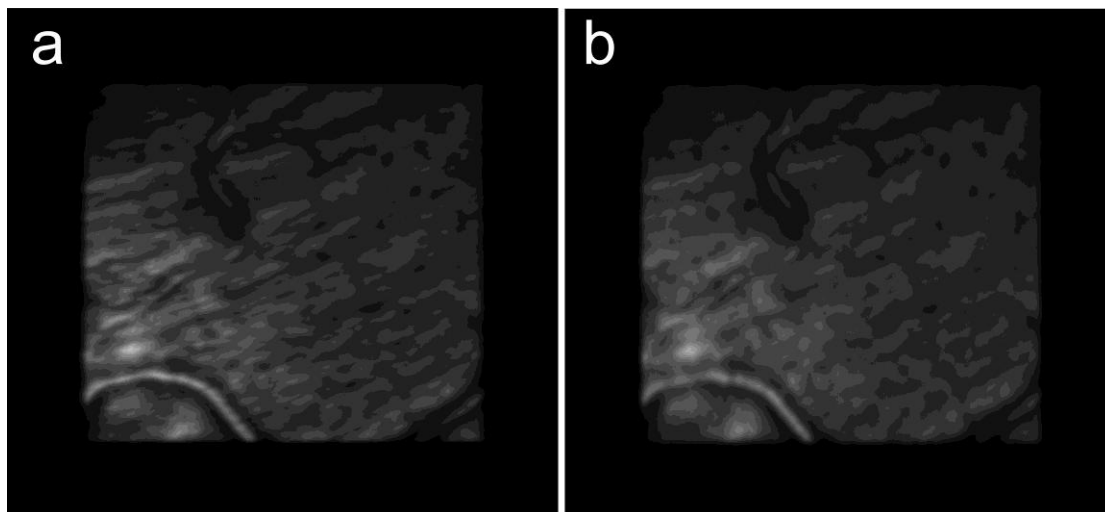
3.5.3.2.1.1. tabula. Asinsvadu diametra attiecība D_1/D_2 dažādām aberāciju kopām. Diametru attiecība aprēķināta, izmantojot pusaugstuma platumu metodi.

Cilvēku grupa	Asinsvadu diametra attiecība
Bērni ar lielu tālredzību	0.70
Pacienti ar intraokulārām lēcām	1.02*
Pacienti ar keratokonusu	0.73*
Cilvēki ar īpaši augstu redzes asumu	0.98
Tuvredzīgi pieaugušie	0.88
Pieaugušie ar normālu redzi (pirmā grupa)	0.67
Pieaugušie ar normālu redzi (otrā grupa)	0.58
Nav aberāciju	0.70

*Diametru attiecības novērtēšanai tika izmantots pilnais platumu, nevis platumu pusaugstumā.

3.5.3.2.1.1. attēlā redzama divu dažādu aberāciju kopu (cilvēki ar ļoti augstu redzes asumu (A) un otrā pieaugušu cilvēku grupa (B)) ietekme uz asinsvadu diametru. Redzams, ka diametrs D_1 ir lielāks cilvēku grupā, kurai ir ļoti augsts redzes asums, turpretim D_2 ir lielāks otrajā

pieaugušu cilvēku grupā. Grupā (A) aprēķināta diametru attiecība $D1/D2 = 0.98$, savukārt grupā (B) $D1/D2 = 0.58$. $D1/D2$ attiecības izmaiņu amplitūda ir 0.4, kas ir klīniski nozīmīgs lielums.



3.5.3.2.1.1. attēls. Aberāciju ietekme uz asinsvadu redzamo diametru cilvēku grupā, kuras locekļiem ir ļoti augsts redzes asumu (a) un otrajā pieaugušo cilvēku grupā (b). Diametrs D1 ir lielāks cilvēku grupā, kurai ir ļoti augsts redzes asums, turpretim D2 ir lielāks otrajā pieaugušo cilvēku grupā.

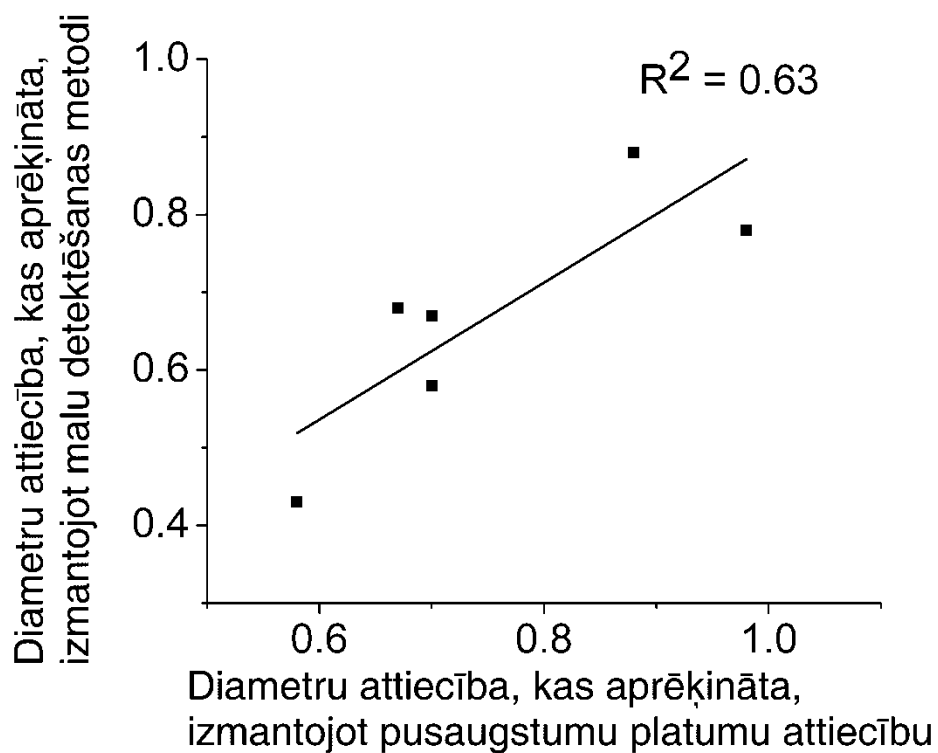
3.5.3.2.2. Malu detektēšanas metode

Asinsvadu diametra attiecība $D1/D2$, kas noteikta, izmantojot pusaugstuma platuma un malu detektēšanas metodi, salīdzināta 3.5.3.2.2.1. tabulā. Keratokonusa pacientu grupai un intraokulāro lēcu pacientu grupai asinsvadu platumu nebija iespējams aprēķināt, izmantojot malu detektēšanas metodi, jo tīklenes attēla izplūdums bija tik liels, ka asinsvadi vairs nebija detektējami.

3.5.3.2.2.1. tabula. Asinsvadu diametra attiecība $D1/D2$ dažādām aberāciju kopām, izmantojot pusaugstuma platuma metodi un malu detektēšanas metodi.

Cilvēku grupa	Asinsvadu diametra attiecība (pusaugstuma platuma metode)	Asinsvadu diametra attiecība (malu detektēšanas metode)
Bērni ar lielu tālredzību	0.70	0.58
Cilvēki ar īpaši augstu redzes asumu	0.98	0.78
Tuvredzīgi pieaugušie	0.88	0.88
Pirmā pieaugušo grupa	0.67	0.68
Otrā pieaugušo grupa	0.58	0.43
Nav aberāciju	0.70	0.67

Korelācija starp diametra attiecību, kas aprēķināta, izmantojot pusaugstuma platuma metodi un malu detektēšanas metodi, redzama 3.5.3.2.2.1. attēlā.



3.5.3.2.2.1. attēls. Korelācija starp asinsvadu diametra attiecības $D1/D2$ vērtībām, kas aprēķinātas, izmantojot pusaugstuma platuma metodi un malu detektēšanas metodi.

3.5.3.3. Staru platuma attiecības korelācija ar asinsvadu diametru attiecību

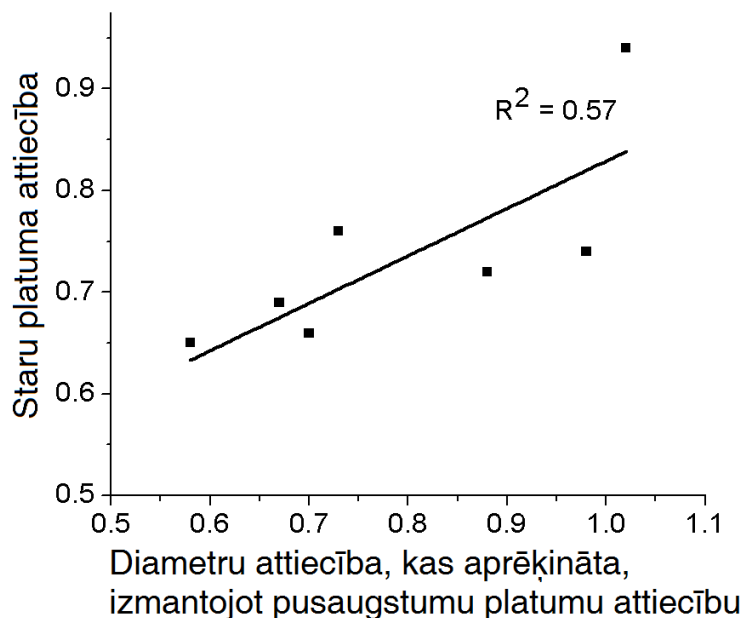
3.5.3.3.1. tabulā apkopota staru platuma attiecība un asinsvadu diametra attiecība, kas aprēķināta visu aberāciju kopu gadījumā, izmantojot pusaugstuma platuma metodi.

3.5.3.3.1. tabula. Staru platuma attiecība un asinsvadu diametra attiecība, kas aprēķinātas, izmantojot pusaugstuma platuma metodi.

Cilvēku grupa	Staru platuma attiecība	D1/D2(pusaugstuma platuma metode)
Bērni ar lielu tālredzību	0.66	0.70
Pacienti ar intraokulārām lēcām	0.94	1.02*
Pacienti ar keratokonusu	0.76	0.73*
Cilvēki ar īpaši augstu redzes asumu	0.74	0.98
Tuvredzīgi pieaugušie	0.72	0.88
Pirmā pieaugušo grupa	0.69	0.67
Otrā pieaugušo grupa	0.65	0.58
Nav aberāciju	0.66	0.70

*Diametru attiecības novērtēšanai tika izmantots pilnais platums, nevis platums pusaugstumā.

3.5.3.3.1. attēlā redzama korelācija starp asinsvadu diametru attiecību un staru platuma attiecību. Iegūtā korelācijas pakāpe $R^2 = 0.57$.



3.5.3.3.1. attēls. Korelācija starp asinsvadu diametru attiecību (pusaugstuma platuma metode) un staru platuma attiecību dažādām aberāciju kopām.

3.5.4. Analīze

Eksperimenti ar staru figūru pierāda, ka dažāda veida aberācijas atšķirīgi ietekmē dažādos virzienos orientētu staru platuma pieaugumu, turklāt paplašināšanās efekts atkarīgs ne tikai no stara virziena, bet arī no stara sākotnējā platuma. Relatīvais paplašināšanās efekts samazinās, stara platumam pieaugot.

Aberāciju simulācija staru figūrā un tīklenes attēlā liecina, ka acs aberācijas var būtiski ietekmēt A/V attiecību. Vispārīgā gadījumā tīklenes vēnas ir platākas nekā artērijas. Pamatojoties uz rezultātiem, kas iegūti, izmantojot staru figūru, var secināt, ka paplašināšanās efekts acs aberāciju dēļ ir vairāk izteikts artērijām nekā vēnām. Var secināt, ka A/V attiecības izmaiņas ir atkarīgas gan no artēriju un vēnu virziena, gan arī no to patiesā diametra. Pamatojoties uz rezultātiem, kas iegūti staru figūras metodē, var arī secināt, ka A/V attiecības novērtēšanai jāizvēlas paralēlas artērijas un vēnas, kā tas minēts pētījumā [93]. Pētījumā [93] A/V attiecības novērtēšanai ieteikts izmantot paralēlus galveno artēriju un vēnu posmus. Citā pētījumā [94] uzsvērts, ka artēriju un vēnu zariem, kas tiek izmantoti A/V attiecības novērtēšanai, jābūt vienai un tai pašai dalījuma kārtai, turpretim nav uzsvērts, ka šiem zariem jābūt paralēliem. A/V attiecības novērtēšanai izmantojot artērijas un vēnas, kas nav paralēlas, A/V attiecību ietekmē orientācijas efekts. Acs aberāciju ietekmi uz A/V attiecību iespējams mazināt, ja acs dibens aplūkots caur šauru zīlīti, tomēr A/V attiecību visbiežāk novērtē cikloplēģijā, zīlītei esot platai (vismaz 6 mm), un šādā gadījumā acs aberācijas ietekmē tīklenes struktūru redzamo formu. Īpaša uzmanība oftalmoskopijas rezultātu interpretēšanā jāpievērš, apskatot acs dibenu acīs, kurās ir keratokonuss. Zināms, ka acīs, kurās ir keratokonuss, ir liels komas apjoms, kas ļoti izteikti ietekmē staru platumu staru figūrā. Jāņem arī vērā, ka acs augstāko kārtu aberācijas pieaug asaru plēvītes iztvaikošanas dēļ, jo oftalmoskopijas laikā pacients aci mirkšķina reti.

Aberāciju simulācija staru figūrā un tīklenes attēlā apstiprina, ka dažādas aberāciju kopas dažādi ietekmē asinsvadu diametru un līdz ar to arī A/V attiecību. A/V attiecību būtiski var ietekmēt ne tikai aberācijas, kas raksturīgas cilvēkiem, kam ir keratokonuss, bet arī aberācijas, kas raksturīgas cilvēkiem ar ļoti labu redzi. A/V attiecības izmaiņas, kas apjoma ziņā līdzinās novērotajām diametra attiecības izmaiņām, ir klīniski nozīmīgas, un līdz ar to nav zināms, vai A/V attiecība ir pārāk liela vai maza kādas slimības dēļ vai acs optiskās kvalitātes dēļ. A/V attiecība var ne tikai tikt novērtēta par zemu vai pārvērtēta, bet arī pārāk plati vai šauri asinsvadi acs aberāciju dēļ var izskatīties normāli. Viena no pirmajām hipertensijas pazīmēm ir tīklenes arteriolu sašaurināšanās paaugstināta asinsspiediena dēļ [95]. Arteriolu sašaurināšanās bieži tiek klasificēta atkarībā no A/V attiecības. Vispopulārākā ir tā saucamā Keitas (*Keith*), Vāgnera (*Wagner*) un Barkera (*Barker*) klasifikācija [96]. Ja $A/V > 1/2$, tad sašaurināšanās tiek klasificēta kā 1. klases sašaurināšanās (no mazas līdz vidējai). Ja $A/V < 1/2$, tad sašaurināšanās tiek klasificēta kā 2. klases sašaurināšanās (no vidējas līdz izteiktai).

Sistoliskā spiediena izmaiņas ir saistītas ar A/V attiecības izmaiņām [97]. Pētījuma [97] autori atklāja, ka 10 mm Hg izmaiņa sistoliskajā asins spiedienā rada A/V attiecības izmaiņas 0.02. A/V attiecības izmaiņas sistoliskā asins spiediena svārstību dēļ var palikt nepamanītas acs aberāciju dēļ. Tīklenes arteriolu sašaurināšanās ir saistīta ar hipertensiju un diabēta risku [98]. Šie pētnieki atklāja, ka pacientiem ar zemāku A/V attiecību ir lielāks risks saslimt ar diabētu. Pacientiem, kuri saslima ar diabētu, A/V attiecība bija 0.69, bet tiem, kuri nenaslima, A/V attiecība bija 0.73. Starpība starp abām vērtībām ir tikai 0.04.

A/V attiecību ietekmē arī redzes nerva diska patoloģijas un papiledēma [99]. Divas visbiežākās redzes nerva diska patoloģijas ir priekšējā, išēmiskā optiskā neiropātija un optiskais neiīts. Abos gadījumos pacienta sūdzības ir līdzīgas, un ir grūti šīs patoloģijas atšķirt. Pētījuma [100] autori atklāja, ka A/V attiecība 1:3 bija 40 % pacientu, kuriem bija priekšējās išēmiskās optiskās neiropātija, bet tikai 8 % pacientu, kuriem bija optiskais neiīts. Līdz ar to acs aberācijas var apgrūtināt abu šo patoloģiju atšķiršanu.

Maz ticams, ka oftalmologi, novērtējot acs dibenu ar tiešās vai netiešās oftalmoskopijas metodi, pievērš uzmanību pacienta un savām acs aberācijām un to apjomam, kā arī tam, kā tās ietekmē A/V attiecību. Oftalmologi A/V attiecības novērtēšanai izmanto skalu ar lielu soli. Izmantojot šādu rupju skalu, A/V attiecību izmaiņas, kuru kārtā ir simtdaļas, netiek pamanītas. Kā minēts iepriekš, tīklenes asinsvadu intensitātes profilu izmanto automātiskas un pusautomātiskas datorprogrammas, kas analizē tīklenes attēlus un novērtē A/V attiecību [85, 86]. Tā kā šādas datorprogrammas spēj aprēķināt A/V attiecību ar dažu simtdaļu lielu precizitāti, jāpastāv iespējai šādās datorprogrammās acs aberāciju efektus koriģēt.

3.5.5. Secinājumi

Tīklenes asinsvadu diametra relatīvā paplašināšanās ir atkarīga gan no viļņu frontes orientācijas, gan arī no asinsvadu patiesā diametra. A/V attiecības novērtēšanai jāizvēlas tādas artērijas un vēnas, kam ir ne tikai viena un tā pati dalījuma kārtā, bet kas arī ir paralēlas viena otrai. Acs aberāciju radītās diametra attiecības izmaiņas ir salīdzināmas ar A/V attiecības izmaiņām, kas novērojamas tīklenes vai vispārēju organisma slimību dēļ. Acs aberāciju radītās A/V attiecību izmaiņas var nepamanīt oftalmologi, turpretim tās var detektēt automātiskas un pusautomātiskas datorprogrammas, kas paredzētas tīklenes attēlu analīzei.

3.6. Viļņu frontes korektoru izveide fotorezista slānī

3.6.1. Ievads

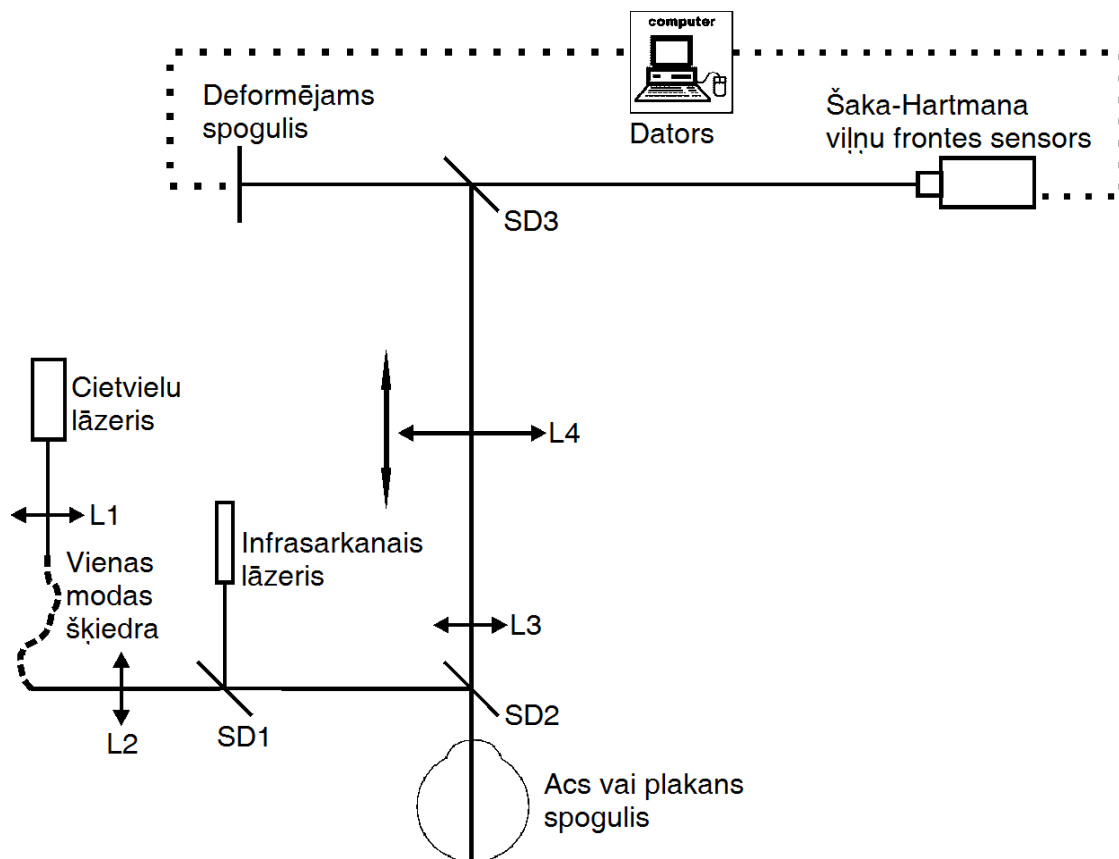
Adaptīvās optikas pētījumos visbiežāk izmantotie viļņu frontes korektori ir deformējami spoguļi un telpiski gaismas modulatori. Redzes uztveres pētījumi, izmantojot viļņu frontes korektorus, pārsvarā tiek veikti pie optiskā galda, uz kā uzmontēta sarežģīta optiskā sistēma. Redzes zinātnē tiek veikti pētījumi, kā radīt viļņu frontes korektorus, kas būtu lietojami ikdienā. Intraokulārās lēcas tiek uzskatītas par visvairāk iespējamo pastāvīgo augstāko kārtu aberāciju korekcijas līdzekli [101, 102]. Literatūrā aprakstīta asfērisku intraokulāru lēcu ietekme uz redzes funkcijām [102, 103, 104]. Ir izveidotas arī intraokulārās lēcas, kas koriģē radzenes komu [103]. Pastāv arī difraktīvās intraokulārās lēcas, kam ir ļoti sarežģīta forma un kas vienlaicīgi nodrošina skaidru redzi tālumā un tuvumā [104]. Vairāki pētnieki [105, 106, 107, 108, 109] izstrādājuši viļņu frontes korektorus, ko būtu iespējams izmantot kā tradicionālos korekcijas līdzekļus (brilles un kontaktlēcas). Viļņu frontes korektori izveidoti arī fotorezista slānī [106]. Pētījuma [106] autori sasniedza 80 % acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmeni. Viļņu frontes korektori izveidoti arī organiskajā stiklā [108], izmantojot virpošanas tehnoloģiju. Pētījumā [108] tika sasniegts ne tikai ievērojams acs augstāko kārtu aberāciju korekcijas līmenis, bet arī būtisks redzes asuma uzlabojums.

Promocijas darbā veiktā pētījuma mērķis bija izveidot viļņu frontes korektorus fotorezista slānī, izmantojot bināro spožuma skalas fāzu masku, un novērtēt šo korektoru struktūru un optiskās īpašības, izmantojot dažādas metodes. Binārā spožuma skalas fāzu maska ir vienkāršākā litogrāfijā izmantotā maska. Populārākā metode viļņu frontes korektoru novērtēšanā ir Šaka-Hartmana aberometrija, kas promocijas darbā salīdzināta ar profilometrijas un skenējošās elektronu mikroskopijas metodi. Pēdējo divu metožu priekšrocība ir ievērojami augstāka izšķirtspēja nekā Šaka-Hartmana viļņu frontes sensoriem.

3.6.2. Eksperimentālā daļa

3.6.2.1. Optiskā sistēma

Aberāciju mērīšanai un korekcijai tika izmantota adaptīvās optikas sistēma, kas shematiski redzama 3.6.2.1.1. attēlā. Vispirms tika izmērītas un koriģētas adaptīvās optikas sistēmas aberācijas. Optiskās sistēmas aberācijas tika izmērītas un koriģētas, izmantojot cietvielu RGB



3.6.2.1.1. attēls. Optiskā sistēma aberāciju mērīšanai. Optiskā sistēma sīkāk aprakstīta tekstā.

lāzera ($\lambda = 670 \text{ nm}$) izstaroto starojumu. Lāzera stars tika fokusēts uz vienas modas polarizāciju uzturošās šķiedras galu, izmantojot lēcu L1, savukārt, otrs šķiedras gals tika novietots lēcas L2 fokālajā plaknē. Pēc tam staru kūlis izgāja caur staru dalītāju SD1 un atstarojās no staru dalītāja SD2. Pēc atstarošanās no staru dalītāja SD2 kūlis atstarojās no tīklenes vai plakana spoguļa un vēlreiz izgāja cauri staru dalītājam SD2. Pēc tam kūlis tika paplašināts, izmantojot Badāla sistēmu, kas arī koriģēja optiskās sistēmas defokusu. Badāla sistēmu veidoja lēcas L3 un L4, kuru fokusa attālums bija attiecīgi 45 mm un 175 mm. Badāla sistēmas lēcas tika novietotas tā, lai defokusa vērtība būtu 0. Pēc iziešanas caur Badāla sistēmu staru kūlis atstarojās no staru dalītāja SD3 un tika novirzīts deformējamā spoguļa virzienā. Pētījumā tika izmantots 24 segmentu deformējamais spogulis ar nepārtrauktu virsmu. Pēc atstarošanās no deformējamā spoguļa staru kūlis vēlreiz izgāja caur staru dalītāju SD3 un tika virzīts Šaka-Hartmana viļņu

frontes sensorā. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora iegūtie dati tika pārsūtīti uz datoru, kas ar vadības bloku starpniecību kontrolēja deformējamā spoguļa formu. Šo režīmu sauc par slēgtās cilpas režīmu, un tas parādīts, izmantojot punktēto līniju.

Optiskā sistēma tika kalibrēta, optiskajā ceļā ievietojot proves lēcas, kam ir precīzi noteikts optiskais stiprums. Ieejas zīlītes izmērs (mm) un izejas zīlītes izmērs (px) tika izvēlēts tā, lai datorprogramma SHAH-1000 pareizi aprēķinātu proves lēcu stiprumu.

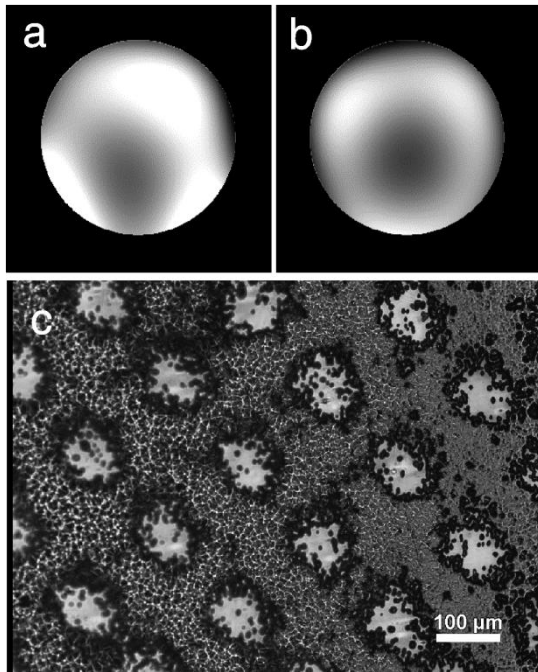
3.6.2.2. Aberāciju mērīšana un korekcija

Adaptīvās optikas sistēmas aberācijas tika izmērītas un koriģētas 5 reizes, un tika aprēķināta visu elektrodu spriegumu vidējā vērtība. Lai saglabātu deformējamā spoguļa formu adaptīvās optikas sistēmas aberāciju korekcijai, spoguļa elektrodiem tika pieliktas aprēķinātās vidējās spriegumu vērtības. Pēc tam 5 reizes tika izmērītas adaptīvās optiskās sistēmas atlikušās aberācijas. Izmantojot visu mērījumu datus, tika aprēķināta vidējā vērtība un standartklūda. Starp secīgiem mērījumiem bija dažu minūšu pauze.

Diviem eksperimenta dalībniekiem (VK un LE) 5 reizes tika izmērītas labās acs un adaptīvās optikas sistēmas atlikušo aberāciju summa. Izmantojot visu mērījumu datus, tika aprēķināta mērījumu vidējā vērtība un standartklūda. Acs un adaptīvās optikas sistēmas atlikušo aberāciju summas mērīšanai tika izmantots infrasarkanais lāzeris, kura starojuma viļņa garums $\lambda = 850$ nm. Infrasarkanā lāzera stars atstarojās no staru dalītāja SD1, un tālāk tā ceļš sakrita ar sarkanā lāzera staru. Lai aprēķinātu acs aberācijas, no summārajām aberācijām tika atņemtas adaptīvās optiskās sistēmas atlikušās aberācijas.

3.6.2.3. Fāzu maskas izveidošana

Programmā Matlab R2007b (*Mathworks*) tika ģenerēta trešās un ceturtais kārtas acs aberāciju viļņu fronte. Viļņu frontes aprakstam tika izmantots OSA Zernikes polinomu standarts. Acu viļņu frontes tika normalizētas tā, lai to deformāciju vērtības būtu robežās no 0 līdz 1. Acu viļņu frontes tika apvērstas tā, ka apvērsto viļņu frontu summa ar sākotnējo viļņu fronti ir vienāda ar 1, t.i., saskaitot abas viļņu frontes, tiek iegūta plakana viļņu fronte. Apvērstās viļņu frontes tika pārvērstas spožuma skalas bitkartes attēlā, kas kodē apvērstās viļņu frontes fāzi. Fāzu maskas tika izveidotas, bitkartes failus izdrukājot uz caurspīdīgas plēves. Izdrukātās fāzu maskas bija riņķīši, kuru diametrs bija 5 mm. Abu eksperimenta dalībnieku (VK un LE) binārās spožuma skalas fāzu maskas redzamas attiecīgi 3.6.2.3.1. (a) un (b) attēlā. 3.6.2.3.1. (c) attēlā redzams binārās spožuma skalas fāzu maskas attēls, kas iegūts, gaismas mikroskopam pievienojot CCD kameru. Fāzu maska sastāvēja no printera pulvera apgabala, kam bija mainīga caurlaidība, kā arī apgabaliem, kuros printera pulvera nebija. Apgabali, kuros printera pulvera nebija, atradās aptuveni 180 μm viens no otra. Šo apgabalu diametrs bija aptuveni 100 μm .

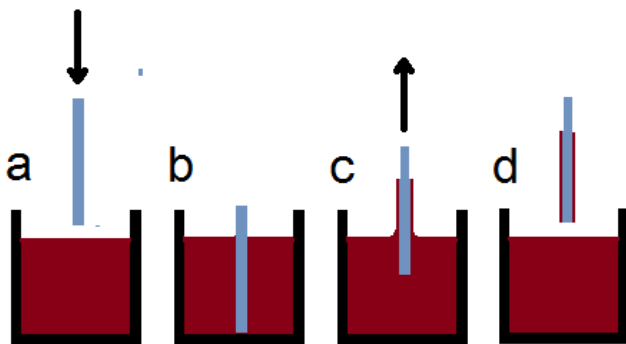


3.6.2.3.1. attēls. Eksperimenta dalībnieku VK (a) un LE (b) fāzu maskas. Attēla daļā (c) redzams binārās spožuma skalas fāzu maskas attēls gaismas mikroskopā. Attēls iegūts, mikroskopam pievienojot CCD kameru.

3.6.2.4. Viļņu frontes korektoru izveidošana

3.6.2.4.1. Fotorezista slāņa uzklāšana substrātam

Fotorezista slānis tika uzklāts abām stikla plāksnītes virsmām, izmantojot tā saucamo iegremdēšanas metodi (skat. 3.6.2.4.1.1. attēlu). Vispirms plāksnīte tika notīrīta ar 25 % amonjaka šķīdumu. Pēc tam plāksnīte tika iestiprināta skavās, kas piemontētas pie vertikāla, motorizēta, kustīga galdiņa. Plāksnīte tika iegremdēta tvertnē, kura piepildīta ar pozitīvu fotorezistu AZ-1350-H (*Shipley*). Kad plāksnīte bija pilnībā iegremdēta fotorezistā, tā šādā stāvoklī tika turēta aptuveni 1 minūti. Pēc tam plāksnīte tika celta ārā no tvertnes ar ātrumu



3.6.2.4.1.1. attēls. Iegremdēšanas metode fotorezista AZ-1350-H uzklāšanai uz stikla plāksnītes. (a) Stikla plāksnīte tika iegremdēta tvertnē, kas piepildīta ar fotorezistu. (b) Kad stikla plāksnīte bija pilnībā iegremdēta, tā tika turēta šādā stāvoklī vienu minūti. (c) Stikla plāksnīte tika vilkta ārā no tvertnes ar ātrumu aptuveni 1 mm/s. (d) Fotorezista slānis tika žāvēts gaisā aptuveni 30 minūtes.

aptuveni 1 mm/s. Galdiņa motors paredzēts darbam soļu režīmā, tādēļ iegremdēšanas metodei tas nebija izmantojams. Vienmērīga kustība tika nodrošināta, galdiņa motoru savienojot ar līdzstrāvas motoru, izmantojot gumijas siksnu. Pēc tam fotorezista slānis tika žāvēts istabas temperatūrā aptuveni 30 minūtes, līdz šķīdinātājs bija iztvaikojis. Pēc tam, kad fotorezista slānis bija nožuvījis, stikla plāksnīte tika karsēta +90°C 1 minūti. Šo posmu sauc par pirmkarsēšanu. Pēc pirmkarsēšanas stikla plāksnīte tika atdzesēta līdz istabas temperatūrai.

3.6.2.4.2. Apgaismošana

Pēc pirmkarsēšanas maska tika novietota uz plāksnītes. UVB starojuma avots bija 250 W dzīvsudraba tvaiku augstspiediena lampa (*Osrām*). Pēc lampas ieslēgšanas bija nepieciešams 10 minūtes ilgs laika posms, līdz lampas starojums stabilizējās un sāka intensīvi starot UVB rajonā. Dzīvsudraba lampas spektram raksturīgas intensīvas 365 nm un 405 nm emisijas līnijas, kurās fotorezists starojumu spēcīgi absorbē. Attālums starp fotorezista slāni un dzīvsudraba lampu bija 10 cm. Ekspozīcijas ilgums bija 1 minūte un 30 sekundes.

3.6.2.4.3. Attīstīšana

Fotorezista slānis tika attīstīts 2.38 % tetrametilamonija hidroksīda (ķīmiskā formula $C_4H_{13}NO$; saīsinājums TMAH; ražotājs Sigma-Aldrich, Šveice) šķīdumā. TMAH ir organisks attīstītājs, kas nesatur metālu jonus. Nepieciešamā TMAH šķīduma koncentrācija tika iegūta, destilētā ūdenī atšķaidot 10 % TMAH šķīdumu. Tā kā TMAH tvaiki ir indīgi, tad atšķaidīšana un attīstīšana tika veikta vilkmes skapī. Fotorezista slānis tika attīstīts 30 sekundes ilgi istabas temperatūrā. Pēc attīstīšanas plāksnīte tika karsēta +120°C 1 minūti. Šo posmu sauc par pēckarsēšanu.

3.6.2.5. Viļņu frontes korektoru optisko un fizikālo īpašību novērtēšana

3.6.2.5.1. Aberometrija

Viļņu frontes korektoru novērtēšanai ar aberometrijas metodi tika izmantota 3.6.2.1.1. attēlā redzamā shēma. Acs vietā tika novietots plakans spogulis. Vispirms tika izmērīta neapgaismotā attīstītā fotorezista apgabala un adaptīvās optikas sistēmas atlikušo aberāciju summa. Lai aprēķinātu neapgaismotā attīstītā fotorezista apgabala aberācijas, no izmērītajām summārajām aberācijām tika atņemtas adaptīvās optikas sistēmas atlikušās aberācijas. Pēc tam tika izmērīta viļņu frontes korektoru un adaptīvās optikas sistēmas atlikušo aberāciju summa

Lai aprēķinātu viļņu frontes korektoru aberācijas, no izmērītajām summārajām aberācijām tika atņemtas adaptīvās optikas sistēmas atlikušās aberācijas un neapgaismotā attīstītā fotorezista apgabala aberācijas. Tā kā viļņu frontes korektors tika novietots pirms Badāla sistēmas, bija nepieciešama adaptīvās optikas sistēmas atkārtota kalibrēšana.

3.6.2.5.2. Skenējošā elektronu mikroskopija

Viļņu frontes korektoru novērtēšanai ar skenējošās elektronu mikroskopijas metodi tika izmantots skenējošais elektronu mikroskops (modelis Zeiss EVO 50). Viļņu frontes korektoru aplūkošanai tika izmantots spriegums $U = 5$ kV. Pirms viļņu frontes korektoru novērtēšanas ar skenējošo elektronu mikroskopu tie tika pārklāti ar 5 – 10 nm biezu zelta/pallādijs (Au/Pd) slāni. Plāksnīte tika sasaldēta šķidrā slāpekļī, un tajā tika iegriezta rieva, kas sakrita ar attīstītā viļņu frontes korektora vertikālo diametru. Pēc sasaldēšanas plāksnīte un fotorezista slānis kļuva trausls, un līdz ar to tas bija viegli pārlaužams un aplūkojams no sāniem skenējošā elektronu mikroskopā.

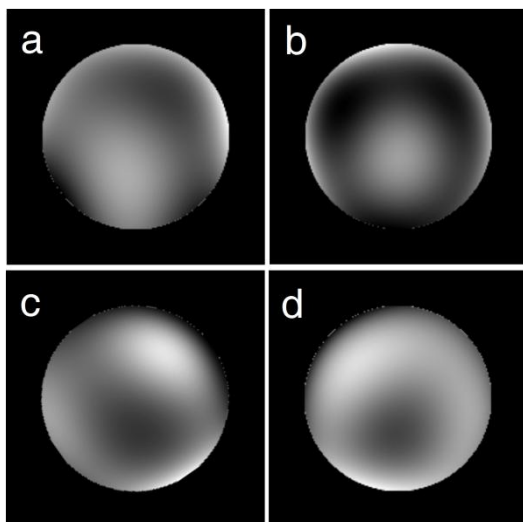
3.6.2.5.3. Profilometrija

Pētījumā izmantotā profilometra ražotājs ir DekTak, profilometra modelis ir D150. Viļņu frontes korektori tika skenēti vertikālā diametra garumā un virzienā, izmantojot 12.5 μm dimanta adatu. Vienas līnijas skenēšanai bija nepieciešamas 60 sekundes. Koordinātas un virsmas dziļums tika saglabāts ASCII formātā. Lielas virsmas dziļuma izmaiņas paraugam pielipušu putekļu dēļ tika filtrētas.

3.6.3. Rezultāti

3.6.3.1. Aberometrija

3.6.3.1.1. attēlā redzamas eksperimenta dalībnieku VK un LE trešās un ceturtās kārtas acs viļņu frontes un tām atbilstošo viļņu frontes korektoru viļņu frontes. Viļņu frontes rekonstruētas programmā Matlab R2007b (*Mathworks*), izmantojot trešās un ceturtās kārtas acs aberāciju Zernikes koeficientu vērtības (skat. 3.6.3.1.1. tabulu). Zernikes koeficienti aprēķināti 5 mm



3.6.3.1.1. attēls. Eksperimenta dalībnieku VK (a) un LE (b) acs viļņu frontes. Attiecīgoviļņu frontes korektoru viļņu frontes redzamas kvadrantos (c) un (d).

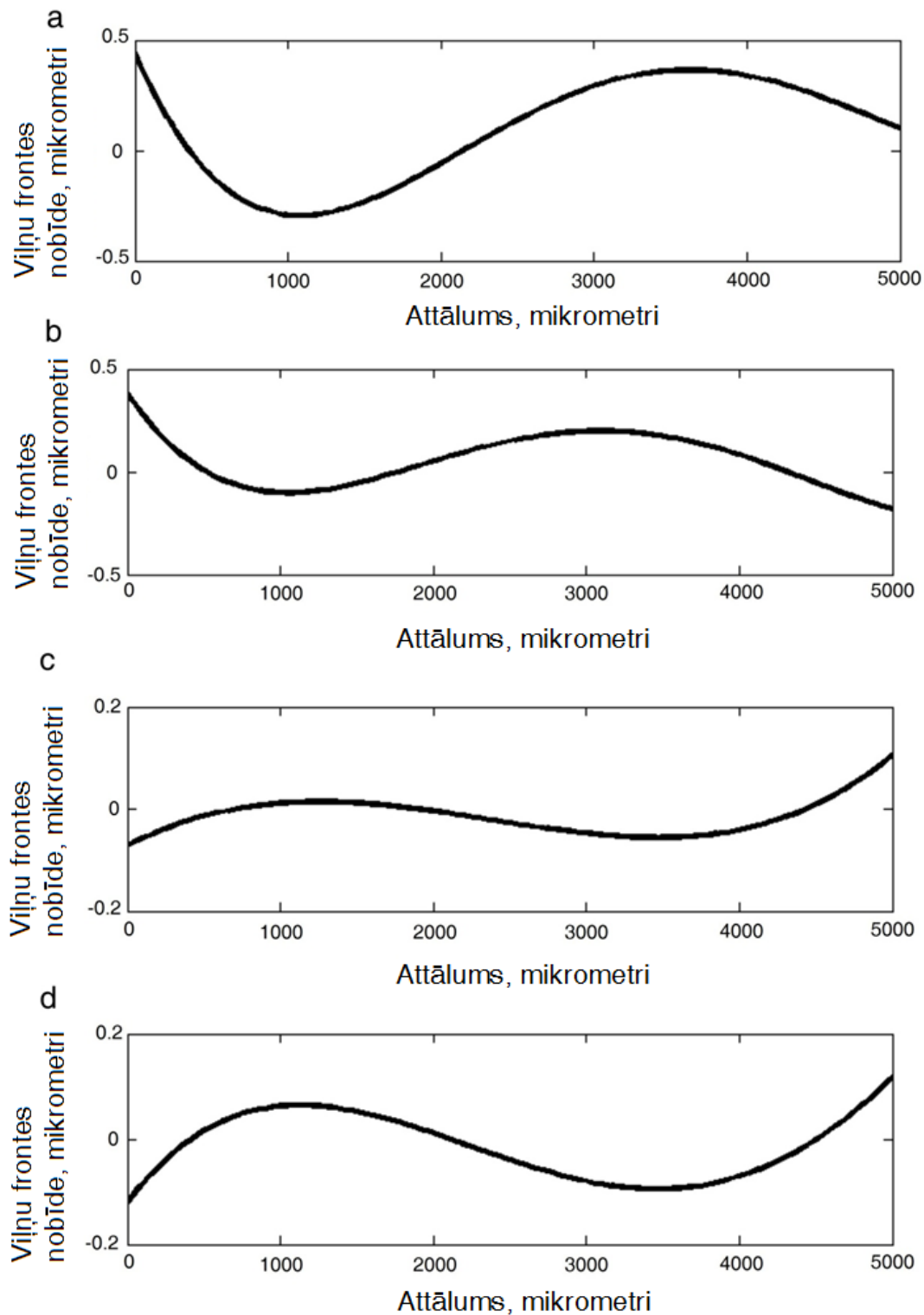
zīlītei. Viļņu frontes aprakstam tika izmantots Amerikas optikas biedrības (OSA) Zernikes polinomu standarts. Kaut gan viļņu frontes korektori spēcīgi izkliedēja gaismu, tomēr uz Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora veidojās asi punkti, un viļņu frontes formu bija iespējams rekonstruēt. Salīdzinot acs viļņu fronti ar atbilstošo viļņu frontes korektoru viļņu fronti, redzams, ka katrā punktā abu viļņu fronšu deformāciju virziens ir pretējs. Kaut gan viļņu frontes korektoru aberāciju Zernikes koeficientu vērtības ir ievērojami mazākas nekā acs augstāko kārtu aberāciju Zernikes koeficientu vērtības, tomēr viļņu frontes korektoru viļņu frontes forma ir tāda, kāda nepieciešama acs augstāko kārtu aberāciju korekcijai.

3.6.3.1.1. tabula. Trešās un ceturtās kārtas acs un viļņu frontes korektoru aberāciju Zernikes koeficienti abiem eksperimenta dalībniekiem.

Zernikes koeficients	Labā acs		Viļņu frontes korektors	
	VK	LE	VK	LE
c_3^{-3}	-0.044±0.004	-0.009±0.007	0.002±0.0017	-0.002±0.0025
c_3^{-1}	0.096±0.022	-0.006±0.029	-0.028±0.0036	0.0099±0.0029
c_3^1	-0.164±0.010	-0.071±0.024	0.021±0.0041	0.043±0.0026
c_3^3	0.090±0.005	-0.035±0.0144	0.012±0.019	0.0023±0.0031
c_4^{-4}	-0.019±0.0014	0.0099±0.005	-0.001±0.00084	-0.0037±0.001
c_4^{-2}	-0.005±0.004	0.000±0.007	0.0050±0.00020	-0.011±0.0011
c_4^0	0.060±0.011	0.067±0.014	-0.012±0.00078	-0.018±0.001
c_4^2	-0.026±0.009	-0.023±0.019	0.014±0.00092	0.011±0.0017
c_4^4	0.070±0.0017	0.011±0.004	0.000±0.00096	0.00048±0.0011
Kopējā RMS vērtība (μm)	0.239	0.108	0.042	0.050

Trešās un ceturtās kārtas acs aberāciju RMS vērtības ir šādas: 0.239 μm (VK) un 0.108 μm (LE). Saskaitot acs viļņu frontes Zernikes koeficientu un viļņu frontes korektora viļņu frontes Zernikes koeficientu vērtības, atbilstošā RMS vērtība samazinājās līdz 0.206 μm un 0.070 μm.

No viļņu frontēm tika izgriezts vertikālā virzienā vērsts vienu pikseli plats griezumums, un tika iegūts šī griezuma profils (skat. 3.6.3.1.2. attēlu). Redzams, ka acs viļņu frontes novirzes un



3.6.3.1.2. attēls. Trešās un ceturtās kārtas aberācijām atbilstošo acs viļņu fronšu un viļņu frontes korektoru viļņu fronšu šķērsriezums. (a) – eksperimenta dalībnieka VK acs viļņu frontes šķērsriezums; (b) - eksperimenta dalībnieces LE acs viļņu frontes šķērsriezums; (c) un (d) – attiecīgo viļņu frontes korektoru viļņu frontes šķērsriezums.

viļņu frontes korektoru viļņu frontes novirzes ir spoguļattēli, turklāt viļņu frontes korektoru viļņu frontes novirzes ir daudz mazākas nekā acs viļņu frontes novirzes. Acs viļņu frontes šķērsriezums aptuveni ir viļņu frontes korektora viļņu frontes šķērsriezuma negatīvs daudzkārtņis. Lai novērtētu viļņu frontes korektoru pielietojamību acs viļņu frontes aberāciju kompensēšanai, tika aprēķināta RMS vērtība viļņu fronteī, kas iegūta, saskaitot acs viļņu fronti un viļņu frontes korektora viļņu frontes daudzkārtņi (skat. 3.6.3.1.2. tabulu).

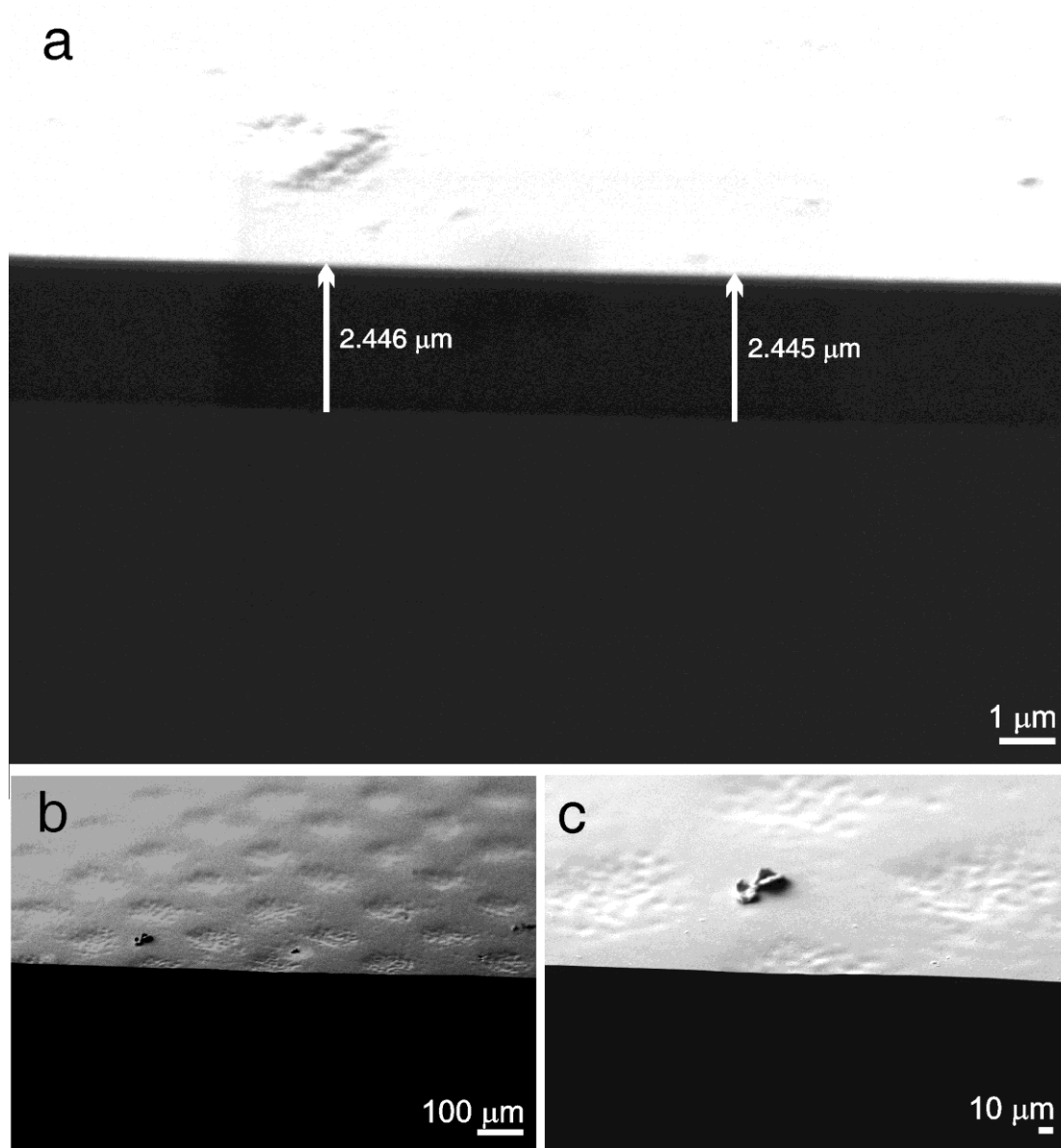
3.6.3.1.2. tabula. RMS vērtība viļņu fronteī, kas iegūta, saskaitot acs viļņu fronti un dažādus viļņu frontes korektoru viļņu frontes daudzkārtņus.

Dauzkārtņis	RMS vērtība (μm)	
	Eksperimenta dalībnieks	
	VK	LE
0	0.239	0.108
1	0.216	0.070
2	0.199	0.056
3	0.189	0.080
4	0.189	0.121
5	0.197	0.168

Redzams, ka, saskaitot acs viļņu fronti un viļņu frontes korektoru viļņu frontes daudzkārtņi, tika iegūts RMS vērtības samazinājums vairākas simtdaļas salīdzinājumā ar RMS vērtībām, ja viļņu frontes korektora aberācijas viļņu fronte netiek summēta ar acs viļņu fronti.

3.6.3.2. Skenējošā elektronu mikroskopija

Attēlā 3.6.3.2.1. (a) redzama fotorezista neapgaismotā virsmas daļa pēc attīstīšanas. Redzams, ka iegremdēšanas metode ir izmantojama, lai uz stikla plāksnītes uzklātu ļoti vienmērīgu un biezu (aptuveni $3\ \mu\text{m}$) fotorezista slāni. Patiesais fotorezista slāņa biezums ir lielāks nekā norādīts 3.6.3.2.1. (a) attēlā, jo slānis tika aplūkots no sāniem. Fotorezista slānis ir pietiekami biezs, lai tajā būtu iespējams izveidot viļņu frontes modulācijas. Apgaismotā

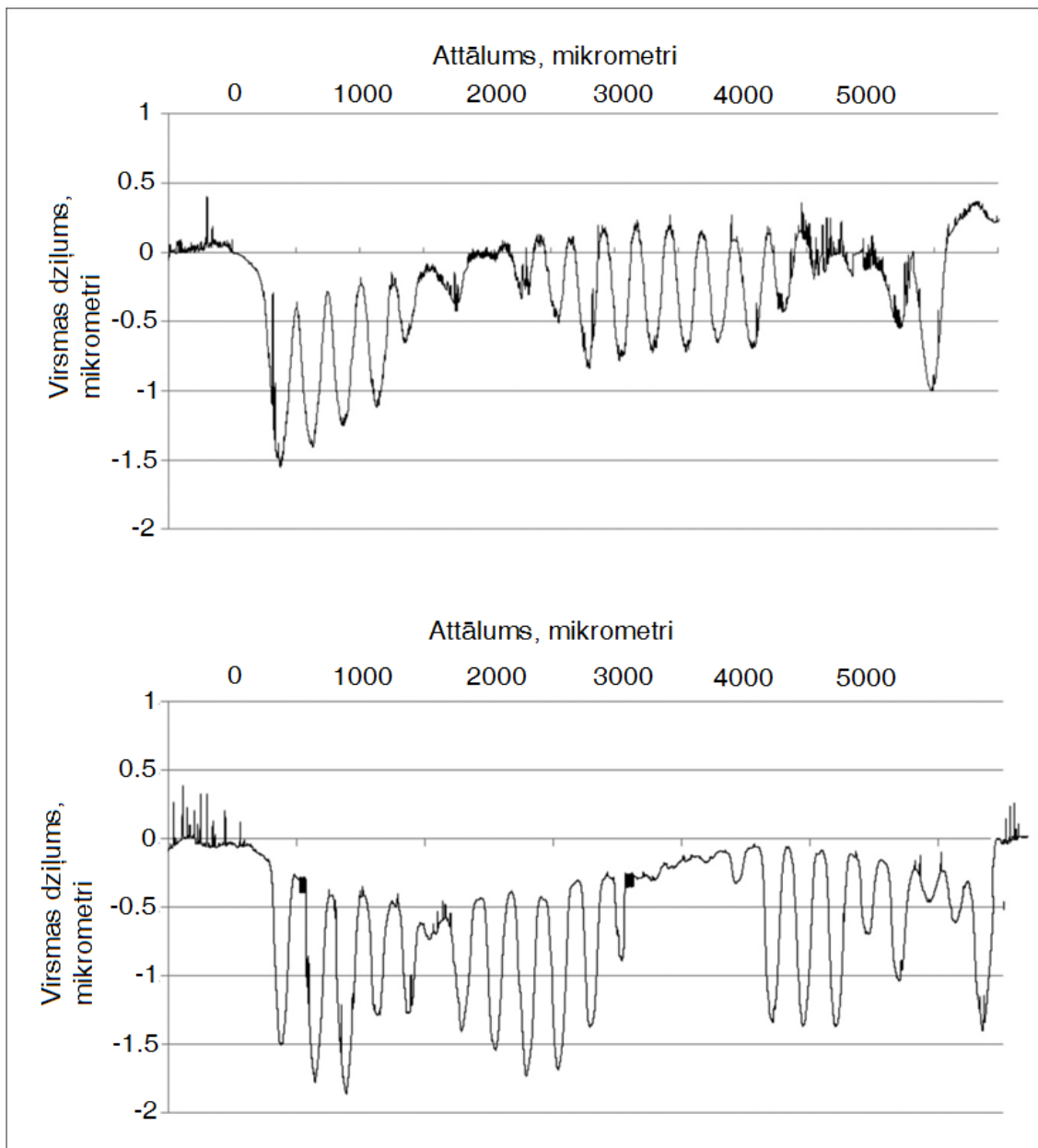


3.6.3.2.1. attēls. (a) Fotorezista slāņa neapgaismotā daļa pēc attīstīšanas. Slāņa biezums ir aptuveni $3\ \mu\text{m}$ (patiesais slāņa biezums ir lielāks nekā redzams attēlā, jo slānis tika aplūkots no sāniem). Palielinājums $M = 20350\ \text{X}$. (b) Fotorezista slāņa apgaismotā daļa pēc attīstīšanas. Gludajā daļā UV starojumu absorbēja printera pulveris, kam mainījās caurlaidība. Nelīdzenā daļa atbilst maskas apgabaliem, kuros printera pulvera nebija. Palielinājums $M = 327\ \text{X}$. (c) Nelīdzenumi tuvplānā. Nelīdzenumu izmērs ir $10\ \mu\text{m}$ un mazāk. Palielinājums $M = 1000\ \text{X}$.

fotorezista daļa pēc attīstīšanas redzama attēlā 3.6.3.2.1. (b). Fotorezista gludā virsma ir apgabals, ko gaismošanas laikā aizsedza fāzu maskas tonētais apgabals (skat. 3.6.2.2.1. (c) attēlu), turpretim nelīdzenā virsma ir apgabali, kam atbilst fāzu maskas apgabali, kuros printera pulvera nav. Nelīdzenumu izmērs ir aptuveni 10 μm , un šī iemesla dēļ ir novērojama spēcīga Mī (*Mie*) izkliede (skat. 3.6.3.2.1. (c) attēlu). Nelīdzeno apgabalu kopējais laukums ir ievērojams, salīdzinot ar viļņu frontes korektoru kopējo laukumu. Nelīdzeno apgabalu diametrs ir aptuveni 100 μm .

3.6.3.3. Profilometrija

Profilometrijas rezultāti parāda, ka fotorezista virsmas dziļums strauji mainās (skat. 3.6.3.3.1. attēlu). Zemākie punkti grafikā atbilst riņķiem ar nelīdzenu virsmu, turpretim augstākie punkti atbilst fotorezista gludajai virsmai. Nelīdzeno virsmu profilometrs nav detektējis tāpēc, ka adatas gala diametrs ir 12.5 μm , bet graudu izmērs ir 10 μm vai mazāk. Augstāko punktu apliecējas dziļuma izmaiņas ir salīdzināmas ar acs viļņu frontes šķērsriezuma dziļuma izmaiņām.



3.6.3.3.1. attēls. Viļņu frontes korektoru (VK augšā un LE apakšā) virsmas dziļuma izmaiņas diametra garumā. Viļņu frontes korektori tika skenēti aptuveni vertikālā diametra virzienā. Viena skena garums ir 5 mm.

3.6.4. Analīze

Viļņu frontes korektoru viļņu frontes forma ir tāda, kāda nepieciešama acs viļņu frontes aberāciju kompensēšanai. To apstiprina acs viļņu frontes un viļņu frontes korektoru viļņu frontes karte. Pareizu viļņu frontes korektoru viļņu frontes formu apstiprina arī viļņu frontu šķērsriezuma profils. Viļņu frontes korektoru aberāciju Zernikes koeficientu vērtības ir salīdzināmas ar šo koeficientu vērtībām, kas izmērītas lielā cilvēku grupā [92], turpretim viļņu frontes korektoru viļņu frontes deformācijas ir par mazu, lai kompensētu eksperimenta dalībnieku acs aberācijas. Ja profilometra dati tiek aprakstīti ar apliecēju, tad redzams, ka apliecējas novirzes ir salīdzināmas ar acs viļņu frontes nobīdēm. Tā kā apliecējas amplitūda aptuveni sakrīt ar acs viļņu frontes šķērsriezuma amplitūdu, tad paredzams, ka viļņu frontes korektoru viļņu frontes Zernikes koeficientu absolūtajām vērtībām būtu jāsakrīt ar acs viļņu frontes Zernikes koeficientu absolūtajām vērtībām. Novērotās atšķirības iemesls varētu būt tas, ka viļņu frontes korektoru virsma nav līdzena, bet tās dziļums strauji mainās. Šīs hipotēzes pārbaudei nepieciešams simulēt gaismas izplatīšanos nelīdzenā, periodiskā virsmā. Acs viļņu frontes šķērsriezums labi sakrīt ar profilometra datu apliecēju un nevis ar patieso viļņu frontes korektora šķērsriezuma profilu. Šādā gadījumā nepieciešama binārās maskas defokusēšana, lai iegūtu pakāpenisku virsmas dziļuma maiņu. Defokusētu binārās maskas attēlu iespējams iegūt, masku novietojot noteiktā augstumā virs fotorezista slāņa tā, lai zem katra maskas punkta veidotos pusēna, tādā veidā nodrošinot vienmērīgu gaismas intensitātes maiņu uz fotorezista slāņa. Cita iespēja, kā iegūt vienmērīgu gaismas intensitātes maiņu un līdz ar to arī virsmas dziļuma maiņu, ir tā saucamās reducējošās optikas lietošana. Reducējošā optika tiek izmantota litogrāfijā, lai uz fotorezista slāņa virsmas iegūtu mazu lielas fāzu maskas attēlu. Pētījumā [106] izmantota fotoreducēšanas metode, lai izveidotu fāzu masku, bet sīkāk šis process nav aprakstīts.

Kā redzams, acs aberāciju Zernikes koeficientu vērtību un viļņu frontes korektoru aberāciju Zernikes koeficientu vērtību daudzkārtņu saskaitīšana samazināja RMS vērtību. Lielākais RMS vērtības samazinājums bija aptuveni $0.05 \mu\text{m}$. Iespējamais iemesls salīdzinoši nelielam RMS vērtības samazinājumam varētu būt atšķirības starp acs savietojumu ar optisko asi un viļņu frontes korektora savietojumu ar optisko asi. Pētījumā [106] norādīts, ka precīzs viļņu frontes korektora savietojums ar acs optisko asi ir būtisks priekšnosacījums sekmīgai aberāciju korekcijai. Vēl viens iemesls, kādēļ RMS vērtības samazinājums ir salīdzinoši mazs, var būt drukāšanas procesa nelinearitātes. Ja drukāšanas process ir lineārs, tad katra punkta gaišums ir tieši proporcionāls spožuma līmeņa vērtībai. Ja turpretim drukāšanas process ir nelineārs, tad katra punkta gaišums nav tieši proporcionāls spožuma līmeņa vērtībai un katrā viļņu frontes korektora punktā acs viļņu frontes deformācijas lieluma attiecība pret viļņu frontes korektora viļņu frontes deformācijas attiecību ir dažāda. Ja drukāšanas process ir lineārs, šī attiecība ir nemainīga.

Binārās spožuma skalas fāzu maskas pielietojamību viļņu frontes korektoru izveidē ierobežo gaismas difrakcija. Kaut gan viļņu frontes korektoru aberācijas bija izmērāmas, tomēr mērījumus

apgrūtināja gaismas izkliede. Lai viļņu frontes korektorus būtu iespējams izmantot redzes funkciju uzlabošanai, gaismas izkliede tajos ir jāsamazina. Var secināt, ka gaismas izkļiedes cēlonis ir nelīdzenumi, kas novēroti ar skenējošo elektronu mikroskopu. Nelīdzenumu cēlonis, savukārt, ir tuvā lauka difrakcija binārās spožuma skalas fāzu maskas caurumos. Nelīdzenumu struktūra līdzinās gaismas intensitātes sadalījumam, kāds vērojams, gaismai difragējot tuvā laukā taisnstūrveida atverē. Atkarībā no gaismas lokālās intensitātes difrakcijas ainā attīstīšanas laikā tiek aizskalots prom dažāds fotorezista slāņa biežums. Nelīdzenumu kopējais laukums ir ievērojama daļa no viļņu frontes korektora kopējā laukuma.

Neraugoties uz to, ka, novietojot masku noteiktā attālumā no fotorezista slāņa, var tikt iegūta vienmērīgāka virsmas dziļuma maiņa, tomēr tas var palielināt difrakcijas un gaismas izkļiedes efektu. Ir zināms, ka litogrāfijas metodi, maskai cieši pieguļot fotorezistīvajam slānim, ievērojami ierobežo gaismas izkliede [110]. Var secināt, ka halogēna lampas izmantošana dzīvsudraba lampas vietā varētu samazināt gaismas izkļiedes efektu. Koherences garums dzīvsudraba spektra līnijās ir vairāki desmiti mikrometru [111], turpretim halogēna lampas starojumam tas ir mazāks nekā 1 mikrometrs [112]. Pieņemot, ka starp fāzu masku un fotorezista slāni pastāv neliela sprauga, halogēna lampas starojums uz fotorezista slāņa nespēs interferēt, un līdz ar to neradīs difrakcijas efektu un gaismas izkliedi, turpretim koherentāks starojums, kādu izstaro dzīvsudraba lampa, tomēr radīs difrakcijas ainu un gaismas izkliedi.

Viļņu frontes korektori, kas izgatavoti, izmantojot bināro spožuma skalas fāzu masku, ir izmantojami aberometru kalibrēšanai [113]. Pētījumā [113] mērītas fāzu plāksnīšu aberācijas ar Šaka-Hartmana aberometru un Maha-Zēndera (*Mach-Zehnder*) interferometru, savukārt, pēc tam šīs plāksnītes tika izmantotas staru gaitas aberometra kalibrēšanai. Izmantojot izgatavotos viļņu frontes korektorus aberometru kalibrācijai, gaismas izkliede nav būtiska, ja ir iespējams aprēķināt punktu centroīdas un ģenerēt interferogrammu.

3.6.5. Secinājumi

Viļņu frontes forma, kas nepieciešama, lai kompensētu acs augstāko kārtu aberācijas, ir iegūstama, izmantojot bināro spožuma skalas fāzu masku. Šādas maskas izmantošana rada strauji mainīgu virsmas dziļumu un ievērojamu gaismas izkliedi difrakcijas dēļ.

Ja viļņu frontes korektori, kas izveidoti, izmantojot bināro spožuma skalas masku, tiek lietoti aberometru kalibrācijai, tad gaismas izkliede nav būtiska.

3.7. Kalibrācijas parametru ietekme uz aberāciju mērījumiem

3.7.1. Ievads

Aberāciju mērīšanai un korekcijai nepieciešams atskaites stāvoklis, attiecībā pret kuru šīs aberācijas tiek mērītas un kas jāsasniedz, aberācijas koriģējot. Jebkura viļņu fronte tiek salīdzināta ar plakānu viļņu fronti, mērot punktu novirzes, t.i., atskaites stāvoklis ir plakāna viļņu fronte. Izmantotās adaptīvās optikas datorprogrammas SHAH-1000 darbam ir nepieciešams definēt, kas ir atskaites stāvoklis jeb plakāna viļņu fronte. Šī definīcija ir bitkartes fails, kas satur informāciju par punktu atrašanās vietu. Turpmāk tekstā bitkartes fails, kas satur informāciju par punktu atrašanās vietu, tiks saukts par atskaites stāvokli. Ideālā gadījumā visi atskaites stāvokļa punkti ir novietoti vienādā attālumā, kas vienāds ar attālumu starp mikrolēciņu centriem un kam atbilst noteikts attālums pikseļos. Matemātiski ir iespējams viegli izveidot atskaites stāvokli, kurā punkti novietoti absolūti simetriski, tomēr šāds punktu novietojums nav optimāls, jo Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora ražošanas process nav pilnīgs, un līdz ar to mikrolēciņu novietojums nav pilnīgi simetrisks. Ja mikrolēciņu matrica nav simetriska, tad absolūti simetriskā punktu novietojuma gadījumā plakāna viļņu fronte netiek uztverta kā taisna. Šī iemesla dēļ ideāls atskaites stāvoklis ir tāds, ko rada plakāna viļņu fronte, kas ieiet Šaka-Hartmana viļņu frontes sensorā.

Literatūrā ir pieejams maz informācijas, kā jāiestata atskaites stāvoklis. Pētījumā [114] Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora kalibrēšanai izmantota sfēriska viļņu fronte, kuras avots bija vienas modas polarizāciju uzturošas šķiedras gals. Šķiedras izmantošana nodrošina ļoti mazu aberāciju apjomu sfēriskā viļņu frontē. Vairāku metru attālumā no šķiedras gala viļņu frontes liekums kļūst mazs, un līdz ar to ir iespējams iegūt atskaites stāvokli, kas ir tuvs ideālam. Kā norādīts pētījumā [115], atskaites stāvokļa iestatīšanai var izmantot vai nu sfērisku viļņu fronti ar lielu liekuma rādiusu līdzīgi tam, kā tas darīts pētījumā [114], vai arī izmantot plakānu viļņu fronti, kādu iegūst, punktveida gaismas avotu novietojot savācējlēcas paraksiālā rajona fokusā.

Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora kalibrācija un atskaites stāvokļa izvēle ietekmē izmērīto aberāciju apjomu. Redzes zinātnē ir svarīgi zināt precīzu dažādu aberāciju apjomu, novērtējot intraokulārās lēcas, refraktīvās ķirurģijas efektivitāti, mērot Zernikes koeficientu vērtību sadalījumu populācijā, koriģējot acs aberācijas utt. Pastāv dažādas aberometrijas metodes (Šaka-Hartmana metode, Černinga (Tscherning) metode, staru gaitas metode, skiaskopija, Plačido disks, keratogrāfija u.c.) [116], kas sniedz dažādus aberāciju mērījumu rezultātus. Atšķirīgus mērījumu rezultātus iegūst ne tikai, mērot ar dažādiem aberometriem, bet arī, mērot aberācijas ar dažādiem Šaka-Hartmana viļņu frontes sensoriem, neraugoties uz to, ka aberāciju mērīšanas princips visos šajos sensoros ir viens un tas pats [117]. Promocijas darbā veiktā pētījuma mērķis bija novērtēt acs aberāciju mērījumu sistematisko kļūdu, ko rada atšķirīgs punktu novietojums atskaites stāvoklī, kas iestatīts, izmantojot asfērisku un sfērisku lēcu.

3.7.2. Eksperimentālā daļa

3.7.2.1. Eksperimenta dalībnieki

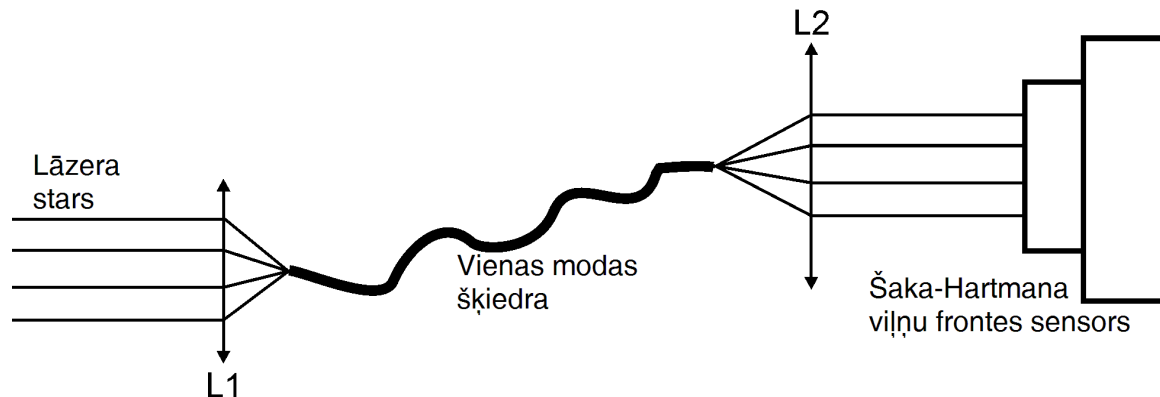
Eksperimentā piedalījās 6 dalībnieki Visu eksperimenta dalībnieku refrakcijas dati parādīti tabulā. Nevienam no eksperimenta dalībniekiem nebija redzes sistēmas patoloģijas. Eksperimenta dalībnieku labās acs refraktīvā kļūda redzama 3.7.2.1.1. tabulā.

3.7.2.1.1. tabula. Eksperimenta dalībnieku labās acs refraktīvā kļūda.

Eksperimenta dalībnieks	Sfēra	Cilindrs
VK	-0.50 D	-0.50 D
GK	-5.00 D	-0.75 D
KL	+0.50 D	0.00 D
JS	-3.75 D	0.00 D
LE	+0.50 D	+0.25 D
MD	-2.00 D	-1.50 D

3.7.2.2. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora kalibrācija

Eksperimentā tika izmantota optiskā sistēma, kas līdzīga tai, kas izmantota pētījumā [115]. Promocijas darbā izmantotā optiskā sistēma shematiski redzama 3.7.2.2.1. attēlā. 670 nm lāzera stars tika fokusēts uz vienas modas polarizāciju saglabājošas šķiedras galu, izmantojot lēcu L1. Šķiedra kalibrēta viļņa garumam 630 nm. No šķiedras izejošais kūlis tika kolimēts, otru šķiedras galu novietojot lēcas L2 fokusā. Kūlis tika kolimēts, izmantojot gan asfērisku, gan sfērisku lēcu.



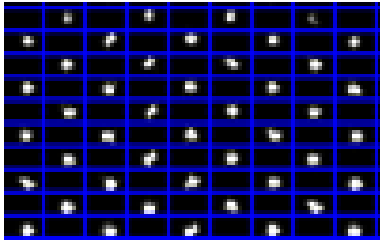
3.7.2.2.1. attēls. Atskaites plaknes iestatīšana adaptīvās optikas sistēmā. Lāzera stars tiek fokusēts uz vienas modas šķiedras galu, savukārt otrs gals novietots asfēriskas vai sfēriskas lēcas paraksiālā apgabala fokusā. Kad kolimēts kūlis ieiet Šaka-Hartmana sensorā, tiek iestatīts atskaites stāvoklis.

Izmantojot sfērisku lēcu, šķiedras gals tika novietots paraksiālā rajona fokusā. Kūļa kolimācijas pakāpe tika kontrolēta, šķiedras galu novietojot tādā attālumā no lēcas, lai kūļa diametrs lēcas tuvumā un vairāku metru attālumā no tās būtu vienāds. Brīdī, kad kūlis bija kolimēts, tika iestatīts atskaites stāvoklis.

Turpmāk tekstā atskaites stāvoklis, kas iestatīts, izmantojot asfērisku lēcu, tiks saukts par asfērisku atskaites stāvokli, turpretim, ja atskaites stāvoklis iestatīts, izmantojot sfērisku lēcu, tad tas tiks saukts par sfērisku atskaites stāvokli.

3.7.2.3. Punktu centrēšana

Punktu centrēšanai tika izmantots klasisks punktu centrēšanas algoritms [118]. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora punktu kopa tika iedalīta brīvi izvēlētos apakšapgabalos, no



3.7.2.3.1. attēls. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora punktu kopas iedalījums apakšapgabalos. Katrs apakšapgabals satur vienu punktu..

kuriem katrs saturēja vienu punktu (skat. 3.7.2.3.1. attēlu).

Katrā apakšapgabalā tika noteikts n -tais gaišākais pikselis, kura intensitāte ir I_n . Šī pikseļa intensitāte tika salīdzināta ar apkārtējo pikseļu intensitāti. Centroīdas koordinātas tika aprēķinātas, izmantojot vienādojumus

$$x_c = \frac{\sum_{i=1}^U \sum_{j=1}^V (I(i,j) - I^n) \cdot H(i,j) \cdot x_{ij}}{\sum_{i=1}^U \sum_{j=1}^V (I(i,j) - I^n) \cdot H(i,j)} \quad (3.7.2.3.1.)$$

$$y_c = \frac{\sum_{i=1}^U \sum_{j=1}^V (I(i,j) - I^n) \cdot H(i,j) \cdot y_{ij}}{\sum_{i=1}^U \sum_{j=1}^V (I(i,j) - I^n) \cdot H(i,j)}$$

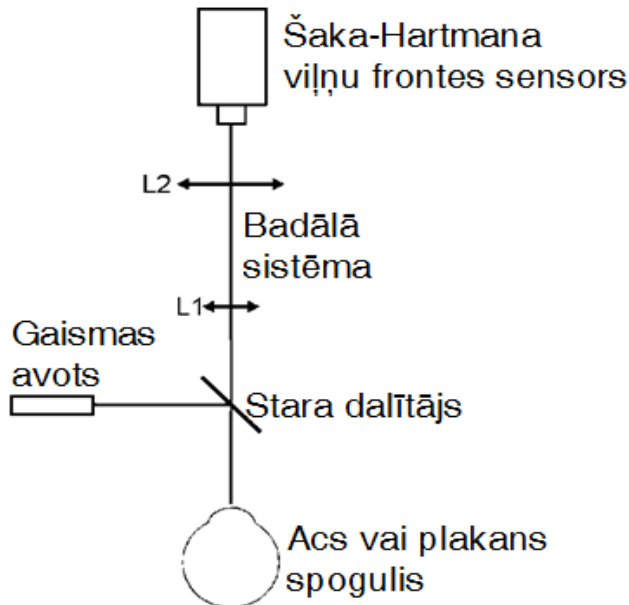
kur $I(i,j)$ ir pikseļa, kura koordinātas ir i un j , intensitāte, I^n ir n -tā gaišākā pikseļa intensitāte, $H(i,j)$ ir binārs lielums, bet x_{ij} un y_{ij} ir atsevišķa pikseļa koordinātas.

$H(i,j)$ vērtību apraksta vienādojums:

$$H(i,j) = \begin{cases} 1, & \text{ja } (I(i,j) - I^n) \geq 0 \\ 0, & \text{ja } (I(i,j) - I^n) < 0 \end{cases} \quad (3.7.2.3.2.)$$

3.7.2.4. Aberāciju mērīšana

Aberāciju mērīšana tika iedalīta divos posmos. Viļņu frontes aprakstam tika izmantots OSA Zernikes polinomu standarts. Pirmajā posmā tika izmērītas adaptīvās optiskās sistēmas un acs summārās aberācijas, izmantojot optisko sistēmu, kas shematiski redzama 3.7.2.4.1. attēlā. Summārās aberācijas tika mērītas, izmantojot infrasarkano lāzeri, kura viļņa garums $\lambda = 850 \text{ nm}$.



3.7.2.4.1. attēls. Optiskā sistēma acs aberāciju mērīšanai. Shēmas sīkāks apraksts tekstā.

Starojuma jauda radzenes līmenī bija $P = 100 \mu\text{W}$. Pirms ieiešanas acī stars atstarojās no 50/50 staru dalītāja. Badāla sistēma, kas sastāvēja no lēcām L1 un L2, tika izmantota, lai koriģētu defokusu un paplašinātu acs zīlīti līdz Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora ieejas zīlītes izmēram. Lēcas L1 un L2 bija novietotas tā, lai defokuss būtu 0 D attiecībā pret asfērisko atskaites stāvokli. Lēcu L1 un L2 fokusa attālums bija attiecīgi 45 mm un 200 mm. Pēc tam kūlis tika virzīts Šaka-Hartmana viļņu frontes sensorā. Aberācijas tika mērītas cikloplēģijā. Zīlīte tika paplašināta un akomodācija paralizēta, izmantojot 1 % ciklodžila šķīdumu. Summārās aberācijas tika izmērītas 5 reizes. Izmantojot visu mērījumu datus, tika aprēķināta vidējā vērtība un standartklūda. Starp secīgiem mērījumiem bija dažu minūšu pauze.

Nākamajā posmā tika izmērītas optiskās sistēmas aberācijas. Optiskās sistēmas aberācijas tika mērītas, izmantojot cietvielu RGB lāzeri, kura viļņa garums $\lambda = 670 \text{ nm}$, kolimētam kūlim atstarojoties no plakana spoguļa. Katrs mērījums tika atkārtots 5 reizes. Izmantojot visu mērījumu datus, tika aprēķināta vidējā vērtība un standartklūda. Starp secīgiem mērījumiem bija dažu minūšu pauze. Lai aprēķinātu acs aberācijas, optiskās sistēmas aberācijas tika atņemtas no summārajām aberācijām.

Izmantojot Zernikes koeficientus, iespējams aprēķināt optiskā stipruma vektorus M , J_0 un J_{45} [5]:

$$M = \frac{-c_2^0 \cdot 4\sqrt{3} + c_4^0 \cdot 12\sqrt{5} - c_6^0 \cdot 24\sqrt{7}}{r^2}$$

$$J_0 = \frac{-c_2^2 \cdot 2\sqrt{6} + c_4^2 \cdot 6\sqrt{10} - c_6^2 \cdot 12\sqrt{14}}{r^2} \quad (3.7.2.4.1.)$$

$$J_{45} = \frac{-c_2^{-2} \cdot 2\sqrt{6} + c_4^{-2} \cdot 6\sqrt{10} - c_6^{-2} \cdot 12\sqrt{14}}{r^2}$$

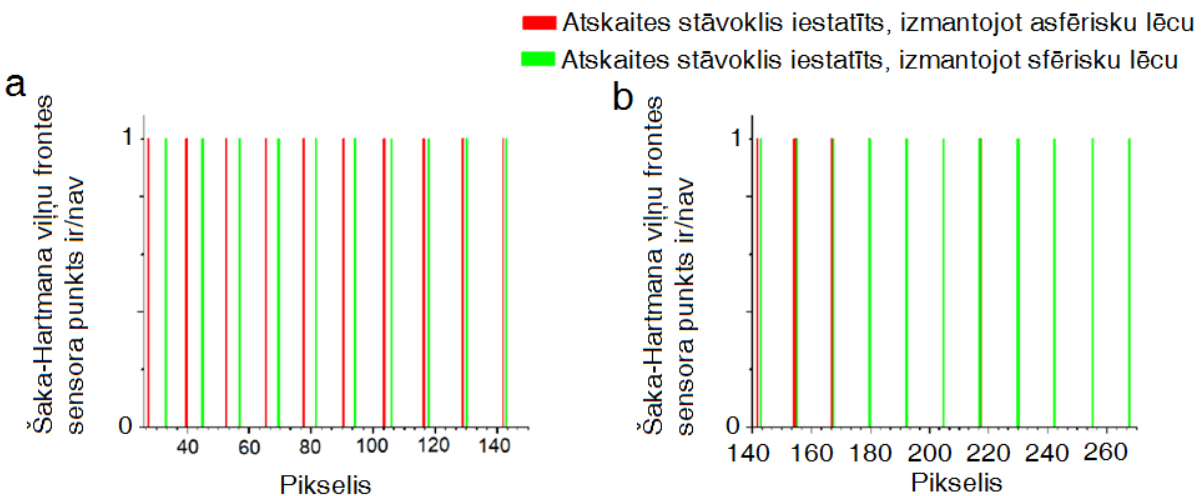
Optiskā stipruma vektori M , J_0 un J_{45} ir attiecīgi sfēriskā kļūda, cilindrs 0° un cilindrs 45° virzienā. Šie vienādojumi ir izvēršami, lai iekļautu vēl augstāku kārtu aberācijas. Pilnais cilindrs aprēķināms, izmantojot sakarību:

$$J = \sqrt{J_0^2 + J_{45}^2} \quad (3.7.2.4.2.)$$

3.7.3. Rezultāti

3.7.3.1. Centroīdu nobīdes

Centroīdu nobīdes pikseļu matricas centrālajā un perifērajā daļā redzamas 3.7.3.1.1. attēlā (a) un (b). Sarkanās līnijas ir centroīdu atrašanās vietas, ja atskaites stāvoklis iestatīts, izmantojot asfērisku lēcu. Zaļās līnijas ir centroīdu atrašanās vietas, ja atskaites stāvoklis iestatīts, izmantojot sfērisku lēcu. Ja atskaites stāvoklis iestatīts, izmantojot asfērisku lēcu, tad uz



3.7.3.1.1. attēls Centroīdu koordinātas atskaites stāvoklī, kas iestatīts, izmantojot asfērisku lēcu (sarkanās līnijas) un sfērisku lēcu (zaļās līnijas). Attēla daļā (a) redzamas centroīdu koordinātas Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora perifērijā, turpretim attēla daļā (b) – sensora centrālajā daļā. Centrālajā daļā centroīdas pārklājas, turpretim perifērijā sfēriskas lēcas gadījumā tās ir nobīdītas uz iekšu salīdzinājumā ar centroīdām asfēriskas lēcas gadījumā.

mikrolēciņu matricu krīt plakana viļņu fronte, un ir iespējams aprēķināt attālumu starp pikseļu centriem, dalot attālumu starp mikrolēciņu centriem ($150 \mu\text{m}$) ar attālumu starp blakusesošām centroīdām (12.77 pikseļi). Attālums starp pikseļu centriem $P = 11.75 \mu\text{m}$. Lai pārbaudītu šī aprēķina ticamību, attālums ar pikseļu centriem tika reizināts ar pikseļu kopas izmēru pikseļos, t.i., $(N-1) \cdot P = 6 \text{ mm}$. Šī vērtība sakrīt ar Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora izejas zīlītes lielumu.

Zinot attālumu starp mikrolēciņu centriem, tika aprēķināts arī Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora dinamiskais apgabals. Dinamisko apgabalu iespējams aprēķināt, nosakot, kāds var būt maksimālais uz mikrolēciņu matricu krītošās viļņu frontes liekums tā, lai pikseļu kopas perifērijā punkti neieiet blakus apgabālā.

Katras mikrolēciņas apgabals aizņem pusi no attāluma līdz blakusesošās mikrolēciņas centram, t.i., 75 μm attālumā uz katru pusi no mikrolēciņas centra. Lokālo viļņu frontes slīpumu iespējams aprēķināt, izmantojot vienādojumus:

$$\frac{\partial W(x,y)}{\partial x} = \frac{dx}{f} \quad (3.7.3.1.1.)$$

$$\frac{\partial W(x,y)}{\partial y} = \frac{dy}{f}$$

kur dx un dy ir centroīdu nobīdes, bet f ir mikrolēciņu fokusa attālums. Izmantotā Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora mikrolēciņu fokusa attālums $f = 3 \text{ mm} = 3000 \text{ μm}$. Var aprēķināt, ka dinamiskais apgabals promocijas darbā izmantotajam Šaka-Hartmana viļņu frontes sensoram ir 8 D, kas ir salīdzināms ar dinamisko apgabalu 10 D, kāds ir Šaka-Hartmana viļņu frontes sensoram, kas izmantots pētījumā [119], mērot liela apjoma augstāko kārtu aberācijas.

Attēlā 3.7.3.1.1. (a) un (b) redzams, ka centrālajā pikseļu matricas apgabālā centroīdas, kas aprēķinātas asfēriskam un sfēriskam atskaites stāvoklim, sakrīt, turpretim tālā perifērijā centroīdas, kas aprēķinātas sfēriskam atskaites stāvoklim, ir nobīdītas par 4.9 pikseļiem uz iekšu no asfēriskā stāvokļa centroīdām sfēriskās aberācijas dēļ. Mikrometros šī nobīde ir $4.9 \cdot P = 57.58 \text{ μm}$. Izmantojot vienādojumus (3.7.3.1.1.), iespējams aprēķināt viļņu frontes slīpumu un liekuma rādiusu $R \approx 0.163 \text{ m}$, kam atbilst optiskais stiprums +6.1 D.

Lēcas sfēriskā aberācija tika aprēķināta, izmantojot brīvi pieejamu programmu OSLO, kas paredzēta optikas simulācijām. Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora ieejas zīlīte ir 36 mm liela, tādēļ tika aprēķināta lēcas sfēriskā aberācija 18 mm attālumā no optiskās ass. Norādot virsmas liekuma vērtības, fokālo garumu un diametru, tika aprēķināts, ka lēcas gareniskā sfēriskā aberācija ir 3 mm. Tas atbilst optiskā stipruma pieaugumam 0.15 D virzienā no lēcas centra uz perifēriju.

Mikrolēciņu priekšā ir novietotas tā saucamās pārvades lēcas, kuru fokusa attālums ir 240 mm un 40 mm un palielinājums $M = 6$. Uz mikrolēciņu krītošās viļņu frontes liekuma rādiuss aprēķināms, izmantojot lēcas pamatvienādojumu:

$$\frac{1}{l'} = \frac{1}{l} + F \quad (3.7.3.1.2.)$$

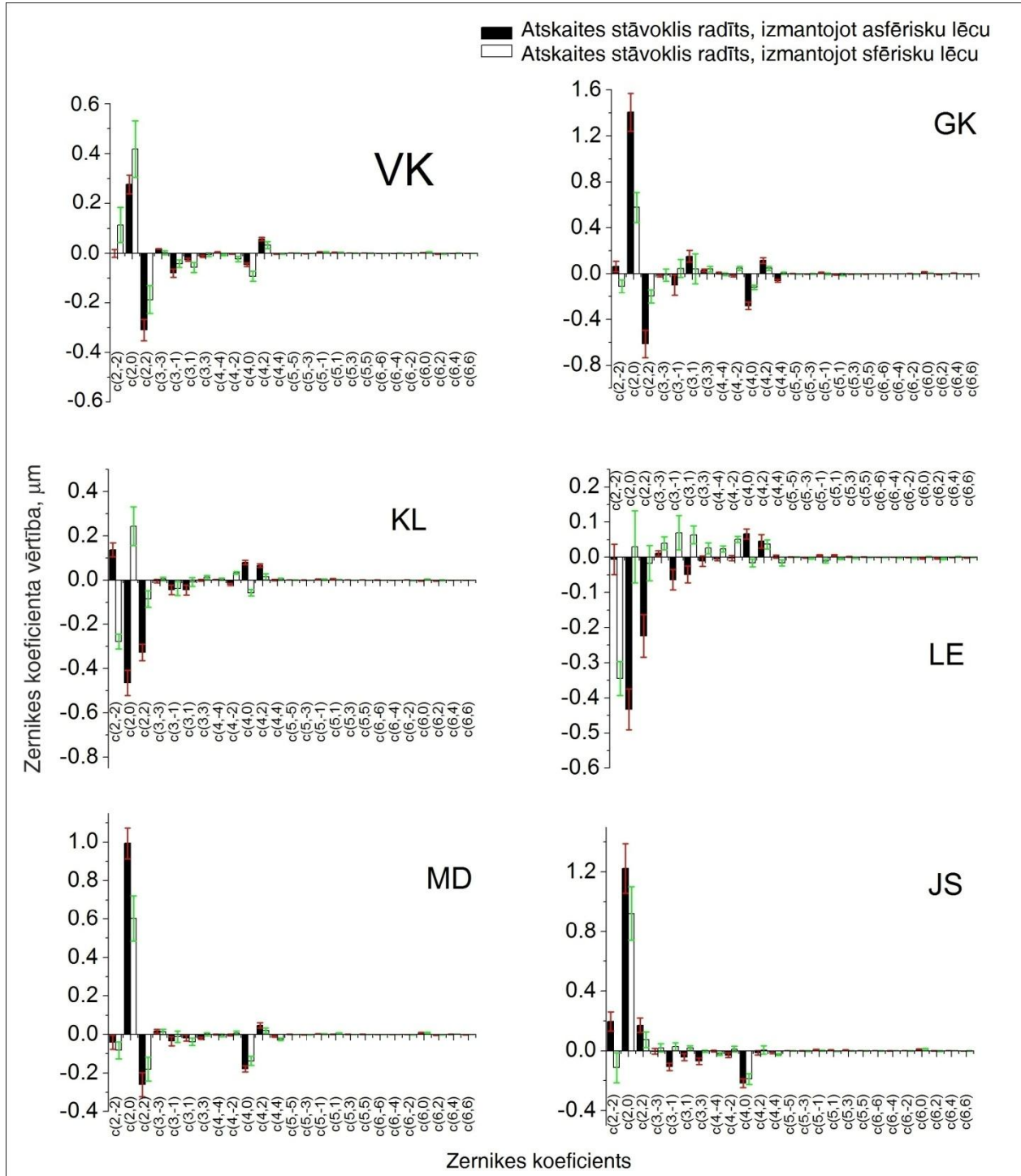
kur l' ir attēla attālums no lēcas, l ir objekta attālums no lēcas, bet F ir lēcas optiskais stiprums.

Sfēriskā lēca, iestatot atskaites stāvokli, bija novietota aptuveni 200 mm no Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora ieejas zīlītes, līdz ar to pirmās pārvades lēcas objekts bija novietots aptuveni 5.8 metrus aiz tās. Izmantojot lēcas pamatvienādojumu (3.7.3.1.2.), iespējams

aprēķināt, ka pirmās pārvades lēca veido attēlu 230.4 mm attālumā aiz tās, t.i., 49.6 mm pirms otrās pārvades lēcas, kuras fokusa attālums $f = 40$ mm. Vēlreiz izmantojot lēcas vienādojumu, iespējams aprēķināt uz mikrolēciņu matricas krītošās viļņu frontes liekumu $R \approx 207$ mm, kam atbilst optiskais stiprums $+4.82$ D. Šī vērtība ir tuva tai, kas tika aprēķināta, izmantojot centroīdu nobīdes. Pamatojoties uz šiem aprēķiniem, var secināt, ka 0.15 D ir ticams sfēriskās aberācijas apjoma novērtējums sfēriskai lēcai, kas tika izmantota atskaites stāvokļa iestatīšanai.

3.7.3.2. Acs aberāciju mērījumi

3.7.3.2.1. attēlā redzami aberāciju mērījumu rezultāti. Grafikos redzamas visu eksperimenta dalībnieku labās acs aberāciju Zernikes koeficientu vērtības no 2. kārtas līdz 6. kārtai. Aizture un



3.7.3.2.1. attēls. Visu eksperimenta dalībnieku Zernikes koeficienti attiecībā pret abiem atskaites stāvokļiem. Parādīti Zernikes koeficienti no 2. līdz 6. kārtai.

noliece grafikos nav parādīti tāpēc, ka šīs aberācijas nemaina viļņu frontes formu.

3.7.3.2.1. tabulā redzama katra eksperimenta dalībnieka kopējā aberāciju RMS vērtība, zemāko kārtu aberāciju RMS vērtība un augstāko kārtu aberāciju RMS vērtība. Vislielākais apjoms bija zemāko kārtu aberācijām. Zemāko kārtu aberāciju apjoms arī visvairāk mainījās atkarībā no izvēlēta atskaites stāvokļa. No augstāko kārtu aberācijām sfēriskai aberācijai c_4^0 bija vislielākais apjoms neatkarīgi no tā, pret kuru atskaites stāvokli aberācijas tika mērītas. No visām augstāko kārtu aberācijām komas un sfēriskās aberācijas apjomu visvairāk ietekmēja atskaites stāvokļa izvēle.

3.7.3.2.1. tabula. Eksperimenta dalībnieku aberāciju RMS vērtības attiecībā pret abiem atskaites stāvokļiem un aprēķinātie optiskā stipruma vektori M un J.

	Kopējā RMS vērtība (μm)		Zemāko kārtu aberāciju RMS vērtība (μm)		Augstāko kārtu aberāciju RMS vērtība (μm)		Optiskā stipruma vektori			
							M	J = $(\sqrt{J_{45}^2 + J_0^2})$	M	J = $(\sqrt{J_{45}^2 + J_0^2})$
Eksperimenta dalībnieks	A	S	A	S	A	S	A		S	
VK	0.431	0.488	0.415	0.472	0.114	0.123	-0.48	+0.41	-0.85	+0.29
GK	1.578	0.601	1.536	0.522	0.363	0.299	-2.71	+0.83	-1.12	+0.38
KL	0.596	0.387	0.583	0.290	0.123	0.080	+0.83	+0.48	-0.51	+0.32
JS	1.279	0.952	1.252	0.931	0.258	0.196	-3.02	+0.39	-2.45	+0.16
LE	0.501	0.369	0.487	0.346	0.115	0.128	+0.92	+0.39	-0.14	+0.55
MD	1.045	0.652	1.028	0.635	0.190	0.148	-2.28	+0.43	-1.57	+0.26

Gan kopējā aberāciju RMS vērtība, gan zemāko kārtu aberāciju RMS vērtība, gan augstāko kārtu aberāciju RMS vērtība bija mazāks, kad aberācijas tika mērītas attiecībā pret sfērisko atskaites stāvokli. Visvairāk atskaites plaknes maiņa ietekmēja zemāko kārtu aberāciju RMS vērtība, turpretim augstāko kārtu aberāciju RMS vērtība samazinājās tikai par dažām simtdaļām.

3.7.4. Analīze

Vispirms analizēti dati, kas iegūti, aberācijas mērot attiecībā pret asfērisko atskaites stāvokli. Eksperimenta dalībnieku LE, KL un VK refraktīvā kļūda (skat. 3.7.2.1.1. tabulu) labi atbilst optiskā stipruma vektoriem M, J_0 un J_{45} (skat. 3.7.3.2.1. tabulu). Precīzākam refraktīvās kļūdas novērtējumam, pamatojoties uz viļņu frontes datiem, vienādojumi būtu jāpaplašina, iekļaujot augstāku kārtu locekļus. Kā norādīts pētījumā [120], vienkārša sakarība starp optiskā stipruma vektoriem un augstāko kārtu aberācijām nepastāv. Zemāko kārtu aberāciju apjoms ir ievērojami lielāks nekā augstāko kārtu aberāciju apjoms, kā tas bija sagaidāms. No visām augstāko kārtu aberācijām sfēriskās aberācijas apjoms ir vislielākais. Eksperimenta dalībniekiem KL un LE novērojama maza pozitīva sfēriskā aberācija, turpretim VK novērojama maza negatīva sfēriskā

aberācija. Visiem trim eksperimenta dalībniekiem sfēriskās aberācijas apjoms un zīme atbilst pētījumiem, kuros analizēta aberāciju attīstība dzīves laikā. Emetropu un tālredzīgu cilvēku grupā vērojama pozitīva sfēriskā aberācija, kas dzīves laikā pieaug. Tuvredzīgai populācijai raksturīga negatīva sfēriskā aberācija.

Optiskā stipruma vektori labi sakrīt ar refrakcijas datiem eksperimenta dalībniekiem JS un MD, turpretim neatbilstība vērojama eksperimenta dalībnieci GK (skat. 3.7.3.2.1. tabulu). Neatbilstība var rasties lielās refraktīvās kļūdas dēļ. Liela refraktīvā kļūda rada lielas punktu nobīdes, kas var būt iemesls punktu piekārtošanai nepareizajām mikrolēciņām. To sauc par savērpšanās efektu [121], kas, iespējams, novērojams arī promocijas darbā izmantotajā Šaka-Hartmana viļņu frontes sensorā, kam ir mazs mikrolēciņu fokusa attālums (3 mm) un attālums starp mikrolēciņu centriem (150 μm). 3.7.3.1.1. attēlā redzams, ka perifērie punkti ieiet blakusesošo mikrolēciņu apgabalā, ja atskaites stāvoklis iestafīts, izmantojot sfērisku lēcu. Visiem trim eksperimenta dalībniekiem novērojama negatīva sfēriskā aberācija, kas sākotnēji šķiet pretēji sfēriskās aberācijas izmaiņām līdz ar vecumu, proti, sfēriskā aberācija pieaug pozitīvā virzienā [122, 123, 124], tomēr ir pētījumi, kuros iegūtie rezultāti apstiprina, ka tuvredzīgiem cilvēkiem ir novērojama negatīva sfēriskā aberācija [125, 126].

Tālāk analizēti aberāciju mērījumi attiecībā pret sfērisko atskaites stāvokli. Līdzīgi kā asfēriskā atskaites stāvokļa gadījumā, zemāko kārtu aberāciju apjoms bija lielāks nekā visu pārējo aberāciju apjoms, un sfēriskās aberācijas apjoms bija lielāks nekā pārējo augstāko kārtu aberāciju apjoms. Vispārīgā gadījumā gan kopējā RMS vērtība, gan zemāko kārtu aberāciju RMS vērtība, gan augstāko kārtu aberāciju RMS vērtība bija mazāka, mērot attiecībā pret sfērisko atskaites stāvokli (skat. 3.7.3.2.1. tabulu). Eksperimenta dalībniekiem KL un LE bija vērojams sfēriskās aberācijas samazinājums. Sfēriskās aberācijas samazinājums varētu būt skaidrojams ar sfērisko aberāciju atskaites stāvokli. Eksperimenta dalībniekam VK samazinājās gan defokuss, gan sfēriskā aberācija. Eksperimenta dalībniekiem GK, JS un MD bija novērojams tuvredzības apjoma samazinājums. Optiskā stipruma vektori, kas aprēķināti, izmantojot Zernikes koeficientus, kas mērīti attiecībā pret sfērisko atskaites plakni, apkopoti 3.7.3.2.1. tabulā. Mazas tuvredzības/tālredzības vietā var tikt izmērīta pretējā veida ametropija. Vidēja līmeņa miopija (JS un MD) tiek novērtēta par zemu. Eksperimenta dalībnieci GK neatbilstība starp optiskā stipruma vektoriem un refraktīvo kļūdu bija vēl lielāka, salīdzinot ar neatbilstību asfēriskā atskaites stāvokļa gadījumā. Var secināt, ka sfēriska atskaites stāvokļa lietošana ierobežo Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora dinamisko apgabalu līdzīgi kā savērpšanās efekts, pie tam abi šie efekti summējas.

Iegūtie rezultāti parāda, ka izmērītais aberāciju apjoms mainās atkarībā no atskaites stāvokļa. Izmaiņu iemesls ir lēcas L2 (skat. 3.7.2.2.1. attēlu) sfēriskā aberācija. Šo efektu vēl vairāk pastiprina pārvades lēcas (palielinājums $M = 6$), kas novietotas mikrolēciņu matricas priekšā. Kā bija sagaidāms, atskaites stāvokļa maiņa vairāk ietekmēja zemāko nekā augstāko kārtu aberācijas. Vairāki pētnieki analizējuši Zernikes koeficientu vērtību sadalījumu lielā cilvēku grupā. Aberāciju apjoms atšķiras ne tikai, tās mērot ar dažādām aberometrijas metodēm [127,

128], bet arī ar dažādiem Šaka-Hartmana viļņu frontes sensoriem [117]. Pētījumā [117] salīdzināti četri dažādi Šaka-Hartmana viļņu frontes sensori, no kuriem divu sensoru (Irx3 un Keratron) darbības pamatā ir Šaka-Hartmana princips. Aberācijas tika mērītas 5 milimetru zīlītei. Defokusa c_2^0 atšķirība starp Irx3 un Keratron bija 0.92 μm jeb aptuveni 1 D. Atšķirīgs bija ne tikai defokusa apjoms, bet arī aberācijas un trīslapiņu aberācijas apjoms. Pamatojoties uz promocijas darbā iegūtajiem rezultātiem, var secināt, ka iemesls aberāciju atšķirībai ir dažāda kalibrēšanas procedūra katram sensoram.

Pētījumā [128] Bausch un Lomb Zywave Šaka-Hartmana viļņu frontes sensors salīdzināts ar autorefraktometru. Piecu milimetru zīlītei tika iegūta 0.3 D liela defokusa atšķirība. Šai defokusa atšķirībai atbilst 0.3 μm liela koeficienta c_2^0 atšķirība (zīlītes izmērs 5 mm). Pētījumā [129] salīdzināti WaveScan, LADARWave un ZyWave viļņu frontes aberometri, kas strādā, pamatojoties uz Šaka-Hartmana principu. Pētījumā [129] novēroja 0.2 μm RMS vērtības atšķirības starp izmērīto augstāko kārtu aberāciju apjomu.

Pētījumā [92], izmantojot viļņu frontes sensoru Allegreto, lielā emetropu cilvēku grupā tika izmērītas viļņu frontes aberācijas līdz 6. kārtai. Pētījuma [92] autori novēroja mazu pozitīvu sfērisko aberāciju (+0.08 μm 6 mm zīlītei). Citos pētījumos tika iegūta ievērojami lielāka sfēriskās aberācijas vērtība [130, 131]. Ir zināms, ka līdz ar vecumu sfēriskā aberācija pieaug pozitīvā virzienā. Kā iespējamo iemeslu novērotajai atšķirībai pētījuma [92] autori min aberometra iekšējā pozitīvā sfēriskā aberācija, kas kompensē acs negatīvo sfērisko aberāciju. Līdzīgā veidā tiek skaidroti arī promocijas darbā iegūtie rezultāti.

Kā minēts iepriekš, atskaites stāvokļa izvēle ietekmē izmērīto sfēriskās aberācijas apjomu. Sfēriskā aberācija ietekmē kontrastjūtību, redzes asumu, fokusa dziļumu un citas redzes funkcijas [88, 122]. Pētījumā [132] salīdzinātas Z9000 un SI-40 intraokulārās lēcas. SI-40 intraokulārai lēcai bija ievērojama sfēriskā aberācija, turpretim Z9000 sfēriskās aberācijas nebija. Pēc Z9000 IOL implantēšanas ievērojami uzlabojās zema kontrasta redzes asums un kontrastjūtība. SI-40 IOL gadījumā uzlabojums bija mazāks. Pētījumā [133] salīdzinātas trīs dažādas IOL (AcrySof IQ, AcrySof SN60AT, Sensar AR40), izmērot fokusa dziļumu. AcrySof IQ gandrīz nebija sfēriskās aberācijas, turpretim AcrySof SN60AT sfēriskās aberācijas apjoms bija 0.24 μm . IOL, kam bija lielāks sfēriskās aberācijas apjoms, nodrošināja lielāku fokusa dziļumu nekā IOL, kam nebija sfēriskās aberācijas. Var secināt, ka intraokulāro lēcu sfēriskās aberācijas apjoms jānovērtē precīzi, lai būtu iespējams paredzēt to ietekmi uz redzes funkcijām, un līdz ar to atskaites stāvokļa izvēle ir būtiska, lai sfēriskās aberācijas apjomu izmērītu precīzi.

Dažādas lāzerķirurģijas metodes (piemēram, LASIK un LASEK) bieži tiek salīdzinātas, izmērot acs aberāciju apjomu pirms operācijas un pēc tās. Pētījumā [134] salīdzināja aberāciju izmaiņas pēc LASIK un LASEK operācijas, izmantojot aberometru OPD-Scan II. Atšķirības starp abām metodēm bija tikai dažas mikrometra simtdaļas. Vairākos pētījumos aberāciju izmaiņas pēc LASIK vai LASEK operācijas tiek pētītas, izmantojot dažādus aberometrus [135, 136]. Tā kā aberometru kalibrācijas procedūru atšķirības var radīt pat 0.2 μm lielas izmērītā

aberāciju apjoma atšķirības, tad var secināt, ka lāzerķirurģijas rezultātu salīdzināšanai ieteicams izmantot vienu un to pašu aberometru.

Atskaites plaknes izvēle var ietekmēt arī aberāciju korekciju, izmantojot adaptīvo optiku. Promocijas darbā izmērītais aberāciju apjoms vairāk atbilst objektīvai refrakcijai un literatūrā iegūto pētījumu rezultātiem gadījumā, ja mērījumiem tiek izvēlēts atskaites stāvoklis, kas iestatīts, izmantojot asfērisku lēcu. Ja aberāciju korekcijai tiek izvēlēta atskaites plakne, kas iestatīta, izmantojot sfērisku lēcu, tad pēc adaptīvās optikas korekcijas daļa acs aberāciju paliek nekompensētas. Ir veikti pētījumi, kuros iegūtie rezultāti apliecina, ka sfēriskās aberācijas RMS vērtība $0.10\ \mu\text{m}$ var ietekmēt kontrastjutību. Pētījumā [122] analizēta sfēriskās aberācijas saistība ar gaismas izkliedi acī. Izmantojot aberāciju plāksnītes, acī tika radīta sfēriskā aberācija, kuras RMS vērtība ir $0\ \mu\text{m}$; $+0.10\ \mu\text{m}$ un $+0.15\ \mu\text{m}$. Gaismas izkliede tika radīta, izmantojot PDLC plāksnīti. Pētījuma autori novēroja, ka gadījumā, ja acī nepastāv gaismas izkliede, sfēriskā aberācija samazina attēla kontrastu, turpretim gadījumā, ja gaismas izkliede pastāv, sfēriskai aberācijai ir optimālais apjoms, kas paaugstina attēla kontrastu. Tas liecina, ka gadījumā, ja acī pastāv gaismas izkliede, tad aberāciju korigēšana, pamatojoties uz sfērisku atskaites stāvokli, var sniegt labākus korekcijas rezultātus salīdzinājumā ar asfērisku atskaites stāvokli.

Pētījumā [137] analizēts, kāds ir optimālais sfēriskās aberācijas apjoms acī. Pētījumā tika izmantotas šādas sfēriskās aberācijas vērtības: $-0.09\ \mu\text{m}$; $0\ \mu\text{m}$; $0.09\ \mu\text{m}$; $0.182\ \mu\text{m}$. Visaugstākā kontrastjutība bija gadījumā, ja sfēriskās aberācijas apjoms bija $0\ \mu\text{m}$, tomēr jāņem vērā, ka pētījumā [137] izmantotās sfēriskās aberācijas vērtības ir mazas iespējama datu interpretācijas kļūda, kas rodas viļņu frontes sensora kalibrācijas procesā.

3.7.5. Secinājumi

Precīziem aberāciju mērījumiem atskaites stāvokli ieteicams iestatīt, izmantojot vai nu asfērisku lēcu, vai arī novietojot vienas modas šķiedras galu tālu no Šaka-Hartmana viļņu frontes sensora ieejas zīlītes.

Iespējamais cēlonis atšķirībām starp izmērīto aberāciju apjomu, kas iegūts ar dažādiem Šaka-Hartmana viļņu frontes sensoriem, ir dažāds sensora kalibrācijai izmantotās viļņu frontes liekuma rādiuss.

Praktiskā nozīmība

1. Promocijas darbā veikto pētījumu rezultāti sniedz iespēju analizēt, cik ikdienā būtiskas ir acs optiskās nepilnības. Iegūtās zināšanas par redzes sistēmas adaptācijas procesiem sniedz iespēju prognozēt, cik lielā mērā aberācijas jākorģē. Vernjē asuma pētījumi apliecina, ka aberāciju radīto apmiglojumu un izkropļojumu redzes sistēma ir iemācījusies izmantot savā labā specifisku redzes funkciju nodrošināšanai.

2. Aberāciju simulācijas eksperimenti pierāda, ka, izmantojot datorprogrammas, kas automātiski analizē tīklenes attēlus, ir jāņem vērā aberāciju efekti. Ja oftalmologa rīcībā ir aberometrs, tad tīklenes attēlus iespējams apstrādāt matemātiski, neitralizējot aberāciju efektus un to ietekmi uz tīklenes struktūru redzamo formu.

3. Precīzai aberāciju mērīšanai/korekcijai nepieciešama rūpīga adaptīvās optikas sistēmas kalibrācija. Kalibrācijai bieži tiek izmantotas fāzu plāksnītes, kam ir noteikts optiskais stiprums un aberāciju struktūra. Promocijas darbā parādīts, ka šādas plāksnītes iespējams izgatavot, izmantojot ļoti vienkāršu bināro spožuma skalas masku un nav nepieciešamas sarežģītas litogrāfijas metodes.

Izmantotā literatūra

1. E. Hecht. Optics (4th edition). Pearson Addison Wesley, 539 (2003).
2. L. Zhu, P. C. Sun, D. U. Bartsch, W. R. Freeman, Y. Fainman. „Wave-front generation of Zernike polynomial modes with a micromachined membrane deformable mirror”. Applied Optics 38, 6019 – 6026 (1999).
3. <http://optical-technologies.info/?p=74>
4. X. Cheng, A. Bradley, S. Ravikumar, L.N. Thibos. „The visual impact of Zernike and Seidel forms of monochromatic aberrations”. Optometry & Vision Science 87, 300 – 312 (2010).
5. L. N. Thibos, X. Hong, A. Bradley, R. A. Applegate. „Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations”. Journal of Vision 4, 329 – 351 (2004).
6. M. Chen, G. Yoon. „Posterior corneal aberrations and their compensation effects on anterior corneal aberrations in keratoconic eyes”. Investigative Ophthalmology & Visual Science 49, 5645 – 5652 (2008).
7. W. N. Charman, N. Chateau. „The prospects for super-acuity: limits to visual performance after correction of monochromatic ocular aberration”. Ophthalmic and Physiological Optics 23, 479 – 493 (2003).
8. S. Gruppetta, L. Koechlin, F. Lacombe, P. Puget. „Measurement of the dynamic aberrations introduced by the tear film in the human eye using a curvature sensor for the optimization of retinal imaging with adaptive optics”. Semaine de l'Astrophysique Francaise, Conference Series, 243 (2005).

9. R. M. Micó. „Role of the tear film in the optical quality of the human eye”. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 33, 1631 – 1635 (2007).
10. T. Oshika, T. Tokunaga, T. Samejima, K. Miyata, K. Kawana, Y. Kaji. „Influence of pupil diameter on the relation between ocular higher-order aberration and contrast sensitivity after laser in situ keratomileusis”. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 47, 1334 – 1338 (2006).
11. H. S. Ginis, S. Plainis, A. Pallikaris. „Variability of wavefront aberration measurements in small pupil sizes using a clinical Shack-Hartmann aberrometer”. *BMC Ophthalmology* 4, 1 – 8 (2004).
12. P. Artal, A. Guirao, E. Berrio, D. R. Williams. „Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye”. *Journal of Vision* 1, 1 – 8 (2001).
13. P. Artal, A. Guirao. „Contribution of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye”. *Optics Letters* 23, 1713 – 1715 (1998).
14. P. A. Piers, E. J. Fernandez, S. Manzanera, S. Norrby, P. Artal. „Adaptive optics simulation of intraocular lenses with modified spherical aberration”. *Investigative Ophthalmology and Visual Science* 45, 4601 – 4610 (2004).
15. R. Kosaki, N. Maeda, K. Bessho, Y. Hori, K. Nishida, A. Suzaki, Y. Hirohara, T. Mihashi, T. Fujikado, Yasuo Tano. „Magnitude and orientation of Zernike terms in patients with keratoconus”. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 48, 3062 – 3068 (2007).
16. J. L. Alió, M. H. Shabayek. „Corneal higher order aberrations: a method to grade keratoconus”. *Journal of Refractive Surgery* 22, 539–545 (2006).
17. M. Ozolinsh, M. Colomb, G. Ikaunieks, V. Karitans. „Color stimuli perception in presence of light scattering”. *Visual Neuroscience* 23, 597 – 601 (2006).
18. P. Artal, R. Navarro. „Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: an analytical expression”. *Journal of the Optical Society of America A* 11, 246 – 249 (1994).
19. S. Marcos, L. Sawides, E. Gamba, C. Dorronsoro. „Influence of adaptive-optics ocular aberration correction on visual acuity at different luminances and contrast polarities”. *Journal of Vision* 13, 1–12 (2008).
20. J. Liang, D. R. Williams, D. T. Miller. „Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics”. *Journal of the Optical Society of America A* 14, 2884 – 2892 (1997).
21. N. Yamane, K. Miyata, T. Samejima, T. Hiraoka, T. Kiuchi, F. Okamoto, Y. Hirohara, T. Mihashi, T. Oshika. „Ocular higher-order aberrations and contrast sensitivity after conventional laser in situ keratomileusis”. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 45, 3986–3990 (2004).
22. J. R. Jiménez, J. J. Castro, R. Jiménez, E. Hita. „Interocular differences in higher-order aberrations on binocular visual performance”. *Optometry and Vision Science* 85, 174 – 179 (2008).

23. L. Chen, P. B. Kruger, H. Hofer, B. Singer, D. R. Williams. „Accommodation with higher-order monochromatic aberrations corrected with adaptive optics”. *Journal of the Optical Society of America A* 23, 1 – 8 (2006).
24. S. Li, Y. Xiong, J. Li, N. Wang, Y. Dai, L. Xue, H. Zhao, W. Jiang, Y. Zhang, J. C. He. „Effects of monochromatic aberration on visual acuity using adaptive optics”. *Optometry and Vision Science* 86, 868 – 874 (2009).
25. H. J. Tahir, N. R. A. Parry, A. Pallikaris, I. J. Murray. „Higher-order aberrations produce orientation-specific notches in the defocused contrast sensitivity function”. *Journal of Vision* 9, 1 – 12 (2009).
26. P. Artal, L. Chen, E. J. Fernández, B. Singer, S. Manzanera, D. R. Williams. „Neural compensation for the eye’s optical aberrations”. *Journal of Vision* 4, 281 – 287 (2004).
27. L. Chen, P. Artal, D. Gutierrez, D. R. Williams. „Neural compensation for the best aberration correction”. *Journal of Vision* 7, 1 – 9 (2007).
28. D. X. Hammer, R. D. Ferguson, C. E. Bigelow, N. V. Iftimia, T. E. Ustun. „Adaptive optics scanning laser ophthalmoscope for stabilized retinal imaging”. *Optics Express* 14, 3354 – 3367 (2006).
29. A. Roorda. „Adaptive optics ophthalmoscopy”. *Journal of Refractive Surgery* 16, S602 – S607 (2000).
30. P. Godara, A. M. Dubis, A. Roorda, J. L. Duncan, J. Carroll. „Adaptive optics retinal imaging: emerging clinical applications”. *Optometry and Vision Science* 87, 930 – 941 (2010).
31. A. Roorda, F. R. Borja, W. Donnelly, H. Queener, T. Hebert, M. Campbell. „Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy”. *Optics Express* 10, 405 – 412 (2002).
32. N. P. Blair, M. Shahidi, M. Mori, R. Zelkha. „Optical section retinal image resolution and ocular aberrations in diabetes”. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 44, E-Abstract 3987 (2003).
33. A. R. Elkington, H. J. Frank, M. J. Greaney. *Clinical optics*. Wiley-blackwell, 235 (1999).
34. J. J. Hunter, M. C. W. Campbell. „Potential effect on the retinoscopic reflex of scleral Expansion surgery for presbyopia”. *Optometry and Vision Science* 83, 649 – 656 (2006).
35. K. M. Hampson. „Adaptive optics and vision”. *Journal of Modern Optics* 55, 3425 – 3467 (2008).
36. <http://www.imagine-eyes.com/content/view/26/51/>
37. http://wps.prenhall.com/wps/media/objects/1351/1384175/image/simple_adaptive_optics.gif
38. J. Porter, H. Queener, J. Lin, K. Thorn, A. A. S. Awwal. *Adaptive optics for vision science: principles, practices, design and applications*. Wiley-Interscience, 86 (2006).
39. V. Lakshminarayanan, J. M. Enoch. „Vernier acuity and aging”. *International Ophthalmology* 19, 109 – 115 (1995).

40. M. Ozolinsh, I. Martín, D. Lauva, V. Karitans. „Howard-Dolman stereovision test at different opponent colour stimuli”. (pieņemts publicēšanai žurnālā *Journal of Modern Optics*).
41. A. W. Snyder, D. T. Miller. „Photoreceptor diameter and spacing for highest resolving power” *Journal of the Optical Society of America A* 67, 696 – 697 (1977).
42. V. Y. F. Tan, V. K. Goyal. „Estimating signals with finite rate of innovation from noisy samples: a stochastic algorithm”. *IEEE Transactions on Signal Processing* 56, 5135 – 5146 (2008).
43. W. S. Geisler, D. B. Hamilton. „Sampling-theory analysis of spatial vision”. *Journal of the Optical Society of America A* 3, 62 – 70 (1986).
44. G. Westheimer. „The spatial sense of the eye”. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 18, 893 – 912 (1979).
45. R. A. Williams, J. M. Enoch, E. A. Essock. „The resistance of selected hyperacuity configurations to retinal image degradation”. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 25, 389 – 399 (1984).
46. M. H. Hennig, F. Wörgötter. „Eye micro-movements improve stimulus detection beyond the Nyquist limit in the peripheral retina”. *Advances in Neural Information Processing Systems* 16, 1475 – 1482 (2004).
47. J. M. Enoch, R. Knowles. „Hyperacuity test to evaluate vision through dense cataracts research preliminary to a clinical study. In: *Studies conducted at the University of California at Berkeley before travel to India*”. *Optometry and Vision Science* 72, 619–629 (1995).
48. D. Whitaker, T. Buckingham. „Theory and evidence for a clinical hyperacuity test”. *Ophthalmic and Physiological Optics* 7, 431–435 (1987).
49. A. W. Snyder. „Hyperacuity and interpolation by the visual pathways”. *Vision Research* 22, 1219–1220 (1982).
50. M. Malania, M. H. Herzog, G. Westheimer. „Grouping of contextual elements that affect Vernier thresholds”. *Journal of Vision* 7, 1 – 7 (2007).
51. M. Ozolinsh, M. Colomb, D. Lauva, S. Fomins, P. Morange. „Mesopic vision characteristics at decreased contrast in fog”. *Proc. SPIE* 7853, 785342 (2010).
52. A. G. Bennett, R. B. Rabbetts. *Clinical Visual Optics*. Butterworth-Heinemann Ltd, 23 (1998).
53. R. A. Crone, O. M. Leuridan. „Tolerance for aniseikonia. II. Determination based on the amplitude of cyclofusion”. *Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie* 188, 17–22 (1973).
54. M. A. Webster, Y. Mizokami, L. A. Svec, S. L. Elliott. „Neural adjustments to chromatic blur”. *Spatial Vision* 19, 111–132 (2006).
55. S. Goswamy. „Amblyopia development due to lack of functional, stimulation of visual pathways”. *Indian Journal of Ophthalmology* 19, 43 – 48 (1971).
56. A. T. Astle, B. S. Webb, P. V. McGraw. „The pattern of learned visual improvements in adult amblyopia”. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52, 7195 – 7204 (2011).

57. J. S. Werner, S. L. Elliott, S. S. Choi, N. Doble. „Spherical aberration yielding optimum visual performance: Evaluation of intraocular lenses using adaptive optics simulation”. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 35, 1229 – 1233 (2009).
58. S. Süssstrunk, J. Holm, G. D. Finlayson. „Chromatic adaptation performance of different RGB sensors”. *IS&T/SPIE Electronic Imaging 4300*, 1 – 12 (2001).
59. J. H. Hateren, H. P. Snippe. „Phototransduction in primate cones and blowfly photoreceptors: different mechanisms, different algorithms, similar response”. *Journal of Comparative Physiology A* 192, 187 – 197 (2006).
60. D. Tranchina, J. Sneyd, I. D. Cadenas. „Light adaptation in turtle cones. Testing and analysis of a model for phototransduction”. *Biophysical Journal* 60, 217 – 237 (1991).
61. G. L. Fain, H.R. Matthews, M. C. Cornwall, Y. Koutalos. „Adaptation in vertebrate photoreceptors”. *Physiological Reviews* 81, 117–151 (2001).
62. C. J. Bartleson. „Changes in color appearance with variations in chromatic adaptation”. *Color Research & Application* 4, 119–138 (2007).
63. D. Alleysson, S. Süssstrunk. „On adaptive non-linearity for color discrimination and chromatic adaptation”. *Proc IS&T Conf on Color in Graphics, Imaging and Vision* 1, 190–195 (2002).
64. J. S. Wang, M. E. Estevez, M. C. Cornwall, V. J. Kefalov. „Intra-retinal visual cycle required for rapid and complete cone dark adaptation”. *Nature Neuroscience* 12, 295–302 (2009).
65. A. Daugirdienė, H. Vaitkevičius. „Colour perception: contrast and adaptation”. *Biologija* 2, 32 – 36 (2002).
66. R. Siminoff. „Simulated bipolar cells in fovea of human retina. III. Effects of chromatic adaptation in bipolar cell spectral responses”. *Biological Cybernetics* 1991; 65:357–364.
67. T. Knottenberg, H. Scheibner. „Reference to the Abney effect within the scope of linear opponent-color theory”. *Ophthalmologie* 90, 155–160 (1993).
68. M. D. Fairchild, L. Reniff. „Time course of chromatic adaptation for color appearance judgments”. *Journal of the Optical Society of America A* 12, 824–833 (1995).
69. A. Iivanainen, J. Rovamo. „Detection of blue under chromatic adaptation: The effects of stimulus size and eccentricity”. *Vision Research* 35, 589–600 (1995).
70. N. R. A. Parry, D. J. McKeefry, I. J. Murray. „Variant and invariant color perception in the near peripheral retina”. *Journal of the Optical Society of America A* 23, 1586–1597 (2006).
71. S. K. Shevell. „The time course of chromatic adaptation”. *Color Research & Application* 26, 170–173 (1999).
72. J. M. Loomis, T. Berger. „Effects of chromatic adaptation on color discrimination and color appearance”. *Vision Research* 19, 891–901 (1979).
73. J. Walraven, J. S. Werner. „Chromatic adaptation and mechanisms”. *Color Research & Application* 7, 50–52 (1980).

74. E. Hita, J. Romero, A. Cervantes, L. J. Barco. „The influence of chromatic adaptation upon successive colour discrimination”. *Journal of Optics* 20, 87–94 (1989).
75. O. Rinner, K. R. Gegenfurtner. „Time course of chromatic adaptation for color appearance and discrimination”. *Vision Research* 40, 1813–1826 (2000).
76. J. S. Werner, J. Walraven. „Effect of chromatic adaptation on the achromatic locus: the role of contrast, luminance and background color”. *Vision Research* 22, 929–943 (1982).
77. J. Gordon, I. Abramov. „Color vision in the peripheral retina. II. Hue and saturation”. *Journal of the Optical Society of America A* 67, 202–207 (1997).
78. M. A. Pitts, L. J. Troup, V. J. Volbrecht, L. J. Nerger. „Chromatic perceptive field sizes change with retinal illuminance”. *Journal of Vision* 5, 435–443 (2005).
79. M. Sakurai, M. Ayama, T. Kumagai. „Color appearance in the entire visual field: color zone map based on the unique hue component”. *Journal of the Optical Society of America A* 20, 1997–2009 (2003).
80. F. Keller, P. Koeppe, C. Emde. „Exponential function of chymotrypsin action”. *Enzyme* 31, 39–44 (1984).
81. J. B. Hurley. „Shedding light on adaptation”. *The Journal of General Physiology* 119, 125 – 128 (2002).
82. D. Jameson, L. M. Hurvich, F. D. Varner. „Receptor and postreceptor visual processes in recovery from chromatic adaptation”. *Proc Natl Acad Sci U S A* 76, 3034 – 3038 (1979).
83. P. Artal. „Calculations of two-dimensional foveal retinal images in real eyes”. *Journal of the Optical Society of America A* 7, 1374–1381 (1990).
84. F. Thorn, S. J. Thorn, J. C. He, R. Held, J. Gwiazda. „How do optical aberrations and defocus affect retinal images?”. *Journal of Vision* 2, 185a (2002).
85. R. Chrástek, M. Wolf, K. Donath, H. Niemann, G. Michelsont. „Automated calculation of retinal arteriovenous ratio for detection and monitoring of cerebrovascular disease based on assessment of morphological changes of retinal vascular system”. *IAPR Workshop on Machine Vision Applications*, Nara, Japan, December 11-13, 2002.
86. H. S. Nam, J. M. Hwang, H. Chung, J. M. Seo. „Automated measurement of retinal vessel diameters on digital fundus photographs”. *IFMBE Proceedings* 25, 277 – 280 (2009).
87. <http://vision.berkeley.edu/roordalab/aoslo.htm>
88. A. A. Martinez, P. R. Sankaridurg, T. J. Naduvilath, P. Mitchell. „Monochromatic aberrations in hyperopic and emmetropic children”. *Journal of Vision* 9, 1 – 14 (2009).
89. A. Guirao, M. Redondo, E. Geraghty, P. Piers, S. Norrby, P. Artal. „Corneal optical aberrations and retinal Image quality in patients in whom monofocal intraocular lenses were implanted” *Archives of Ophthalmology* 120, 1143 – 1151 (2002).
90. Y. Levy, O. Segal, I. Avni, D. Zadok. „Ocular higher-order aberrations in eyes with supernormal vision”. *American Journal of Ophthalmology* 139, 225 – 228 (2005).

91. J. C. He, P. Sun, R. Held, F. Thorn, X. Sun, A. Gwiazda. „Wavefront aberrations in eyes of emmetropic and moderately myopic school children and young adults”. *Vision Research* 42, 1063 – 1070 (2002).
92. S. Plainis, I. G. Pallikaris. “Ocular monochromatic aberration statistics in a large emmetropic population”. *Journal of Modern Optics* 55, 759–772 (2008).
93. C. Muramatsu, Y. Hatanaka, T. Iwase, T. Hara, H. Fujita. „Automated detection and classification of major retinal vessels for determination of diameter ratio of arteries and veins”. *Proc. of SPIE* 7624, 76240J-1 (2010).
94. N. L. Stokoe, R. W. D. Turner. „Normal retinal vascular pattern”. *British Journal of Ophthalmology* 50, 21 – 40 (1966).
95. T. T. Nguyen, J. J. Wang, F. M. A. Islam, P. Mitchell, R. J. Tapp, P. Z. Zimmet, R. Simpson, J. Shaw, T. Y. Wong. „Retinal arteriolar narrowing predicts incidence of diabetes: the australian diabetes, obesity and lifestyle (AusDiab) study”. *Diabetes* 57, 536 – 539 (2007).
96. B. J. H. Born, C. A. A. Hulsman, J. B. L. Hoekstra, R. O. Schlingemann, G. A. Montfrans. „Value of routine funduscopy in patients with hypertension: systematic review”. *BMJ* 331, 1–5 (2005).
97. A. R. Sharrett, L. D. Hubbard, L. S. Cooper, P. D. Sorlie, R. J. Brothers, F. J. Nieto, J. L. Pinsky, R. Klein. „Retinal arteriolar diameters and elevated blood pressure”. *American Journal of Epidemiology* 150, 263 – 270 (1999).
98. T. Y. Wong, A. Shankar, R. Klein, B. E. K. Klein, L. D. Hubbard. „Retinal arteriolar narrowing, hypertension, and subsequent risk of diabetes mellitus”. *Archives of Internal Medicine* 165, 1060 – 1065 (2005).
99. P. Jain, A. Gupta, B. K. Sharma. „A correlative study of ophthalmoscopy and fluorescein angiography in systemic hypertension”. *Indian Journal of Ophthalmology* 38, 169 – 174 (1990).
100. E. Z. Rath, U. Rehany, S. Linn, S. Rumelt. „Correlation between optic disc atrophy and aetiology: anterior ischaemic optic neuropathy vs optic neuritis”. *Eye* 17, 1019 – 1024 (2003).
101. L. Wang, D. D. Koch. „Effect of decentration of wavefront-corrected intraocular lenses on the higher-order aberrations of the eye”. *Archives of Ophthalmology* 123, 1226 – 1230 (2005).
102. R. Bellucci, S. Morselli. „Optimizing higher-order aberrations with intraocular lens technology”. *Current Opinion in Ophthalmology* 18, 67 – 73 (2007).
103. J. Taberner, P. Piers, P. Artal. „Intraocular lens to correct corneal coma”. *Optics Letters* 32, 406 – 408 (2007).
104. M. Yoshino, M. Inoue, N. Kitamura, H. B. Miyajima. „Diffractive multifocal intraocular lens interferes with intraoperative view”. *Clinical Ophthalmology* 4, 467 – 469 (2010).
105. S. Fomins, M. Reinfelde, A. Larichev, N. Iroshnikov, A. Gerbreders, M. Ozolinsh. „Photoinduced AsSeS thin film phase plates as adaptive optics mirrors for eye aberration correction”. *Proc. SPIE* 7142, 71421C (2008).

106. R. Navarro, E. M. Barriuso, S. Bará, and T. Mancebo. „Phase plates for wave-aberration compensation in the human eye”. *Optics Letters* 25, 236 – 238 (2000).
107. K. Reimer, H. J. Quenzer, M. Jürss, B. Wagner. “Micro-optic fabrication using one-level gray-tone lithography”. *SPIE proceedings series 3008*, 279 – 288 (1997).
108. G. Yoon, T. M. Jeong, I. G. Cox, D. R. Williams. „Vision improvement by correcting higher-order aberrations with phase plates in normal eyes”. *Journal of Refractive Surgery* 20, 523 – 527 (2004).
109. A. Y. Yi, T. W. Raasch. „Design and fabrication of a freeform phase plate for high-order ocular aberration correction”. *Applied Optics* 44, 6869 – 6876 (2005).
110. R. Voelkel, U. Vogler, A. Bich, P. Pernet, K. J. Weible, M. Hornung, R. Zoberbier, E. Cullmann, L. Stuerzebecher, T. Harzendorf, U. D. Zeitner. “Advanced mask aligner lithography: new illumination system”. *Optics Express* 18, 20968 – 20978 (2010).
111. C. Falldorf, W. Osten, E. Kolenovic. „Speckle shearography using a multiband light source”. *Optics and Lasers in Engineering* 40, 543 – 552 (2003).
112. Y. Chen, H. Zhao, Z. Wang. „Investigation on spectral-domain optical coherence tomography using a tungsten halogen lamp as light source”. *Optical Review* 16, 26 – 29 (2009).
113. P. Rodríguez, R. Navarro, J. Arines, S. Bará. „A new calibration set of phase plates for ocular aberrometers”. *Journal of Refractive Surgery* 22, 275 – 284 (2006).
114. A. Chernyshov, U. Sterr, F. Riehle, J. Helmcke, J. Pfund. “Calibration of a Shack–Hartmann sensor for absolute measurements of wavefronts”. *Applied Optics* 44, 6419 – 6425 (2005).
115. G. Artzner. „On the absolute calibration of Shack-Hartmann sensors and UT laboratory wavefront measurements”. *Pure and Applied Optics* 3, 121 – 132 (1994).
116. C. McAlinden, J. E. Moore. „The change in internal aberrations following myopic corneal laser refractive surgery”. *Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* 249, 775 – 781 (2011).
117. N. Visser, T. T. Berendshot, F. Verbakel, A. N. Tan, J. Brabander, R. M. Nuijts, “Evaluation of the comparability and repeatability of four wavefront aberrometers”. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 10, 1302 – 1311 (2011).
118. S. H. Baik, S. K. Park, C. J. Kim, B. Cha. “A center detection algorithm for Shack–Hartmann wavefront sensor”. *Optics & Laser Technology* 39, 262 – 267 (2007).
119. G. Yoon, S. Pantanelli, L. J. Nagy. „Large-dynamic-range Shack-Hartmann wavefront sensor for highly aberrated eyes”. *Journal of Biomedical Optics* 11, 30502 (2006).
120. R. Navarro. „Objective refraction from aberrometry: theory”. *Journal of Biomedical Optics* 14, 024021 (2009).
121. L. Lundström, P. Unsbo. “Unwrapping Hartmann-Shack images from highly aberrated eyes using an iterative b-spline based extrapolation method”. *Optometry and Vision Science* 81, 383 – 288 (2004).

122. G. M. Pérez, S. Manzanera, P. Artal. „Impact of scattering and spherical aberration in contrast sensitivity”. *Journal of Vision* 9, 1 – 10 (2009).
123. M. Moshirfar. „Spherical aberration of intraocular lenses”. *Journal of Ophthalmic and Vision Research* 5, 215 – 216 (2010).
124. S. Kahn S, G. Rocha. „Cataract surgery and optimal spherical aberration: as simple as you think?”. *Canadian Journal of Ophthalmology* 43, 693 – 701 (2008).
125. F. Karimian, S. Feizi, A. Doozande. „Higher-order aberrations in myopic eyes”. *Journal of Ophthalmic and Vision Research* 5, 3 – 9 (2010).
126. G. Yoon, S. MacRae, D. R. Williams, I. G. Cox. „Causes of spherical aberration induced by laser refractive surgery”. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 31, 127 – 135 (2005).
127. C. McAlinden, J. E. Moore. „Higher order aberrations using the NIDEK OPD-Scan and AMO WaveScan”. *Journal of Refractive Surgery* 26, 605 – 608 (2010).
128. M. J. Dobos, M. D. Twa, M. A. Bullimore. „An evaluation of the Bausch & Lomb Zywave aberrometer”. *Clinical and Experimental Optometry* 92, 238 – 245 (2009).
129. C. L. Liang, S. H. H. Juo, C. J. Chang. „Comparison of higher-order wavefront aberrations with 3 aberrometers”. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 31, 2153 – 2156 (2005).
130. J. Bao, R. Le, J. Wu, Y. Shen, F. Lu, J. C. He. „Higher-order wavefront aberrations for populations of young emmetropes and myopes”. *Journal of Optometry* 2, 51 – 58 (2009).
131. J. F. C. Mochón, N. L. Gil, A. Benito, P. Artal P. „Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population”. *Vision Research* 42, 1611 – 1617 (2002).
132. U. Mester, P. Dillinger, N. Anterist. „Impact of a modified optic design on visual function: clinical comparative study”. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 29, 652 – 660 (2003).
133. K. M. Rocha, E. S. Soriano, W. Chamon, M. R. Chalita, W. Nosé. „Spherical aberration and depth of focus in eyes implanted with aspheric and spherical intraocular lenses”. *Ophthalmology* 114, 2050 – 2054 (2007).
134. C. McAlinden, J. E. Moore. „Comparison of higher order aberrations after LASIK and LASEK for myopia”. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 26, 45 – 51 (2010).
135. D. Chi-xin, S. Ye, W. Yang. „Comparison of high order aberration after conventional and customized ablation in myopic LASIK in different eyes of the same patient”. *Journal of Zhejiang University SCIENCE B* 8, 177 – 180 (2007).
136. B. Urgancioglu, K. Bilgihan, S. Ozturk. „Higher-order aberrations and visual acuity after LASEK”. *International Ophthalmology* 28, 269 – 273 (2008).
137. P. A. Piers, S. Manzanera, P. M. Prieto, N. Gorceix, P. Artal. „Use of adaptive optics to determine the optimal ocular spherical aberration”. *Journal of Refractive Surgery* 33, 1721 – 1726 (2007).

Publikāciju saraksts

1. M. Ozolinsh, M. Colomb, G. Ikaunieks, V. Karitans. "Color stimuli perception in presence of light scattering". *Visual Neuroscience*, 23, 597-601 (2006).
2. V. Karitans, M. Ozolinsh, G. Kuprisha. "Electronic eye occluder with time-counting and reflection control". *Proc. SPIE 7142, 71421B-71421B-8* (2008).
3. S. Fomins, M. Ozolinsh, G. Krumina, V. Karitans. „Ferroelectric Liquid Crystal Glasses For Amblyopia Research” *Integrated Ferroelectrics* 103, 10 – 18 (2008).
4. V. Karitans, M. Ozolinsh. „Method for compensation of eye movements in adaptive optics”. *Latvian Journal of Physics and Technical Sciences* 47, 51 – 56 (2010).
5. M. Kuibida, V. Karitans. „Influence of optical aberrations of an eye on resolution of dichoptic images”. *Latvian Journal of Physics and Technical Sciences* 47, 55 – 61 (2010).
6. V. Karitans, M. Ozolinsh, L. Ekimane, K. Luse. „Dependence of Vernier acuity on the extent of retinal blur”. *Latvian Journal of Physics and Technical Sciences* 48, 49 – 57 (2011).
7. K. Luse, A. Pausus, V. Karitans, M. Ozolins, M. Tukisa. „Evaluation of retro-reflective coating performance by reflectance and perceived relative brightness measurements”. *IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering* 23, 1 – 5 (2011).
8. V. Karitans, M. Ozolinsh, S. Fomins, A. Svede, G. Krumina, N. Iroshnikov. „Influence of ocular aberrations on the diameter of retinal blood vessels”. *Journal of Modern Optics* 58, 1703 – 1709, 2011.
9. M. Ozolinsh, I. Martin, D. Lauva, V. Karitans „Howard-Dolman stereovision test at different opponent colour stimuli”. *Journal of Modern Optics* 58, 1749 – 1754, 2011.
10. V. Karitans, M. Ozolinsh, L. Ekimane, K. Luse. „Presence of spherical aberration in the reference as a possible source of variations in magnitude of measured ocular aberrations”. (Pieņemts publicēšanai žurnālā ‘Optica Applicata’ un tiks publicēts 42. sējuma, 3. numurā).

Konferenču tēzes

1. V. Karitans, M. Ozolinsh. "Perception of saturation of colours and dominant wavelength discrimination in central and peripheral retina." Eiropas Redzes Uztveres Konference ECVP-2007, Arezzo, Italy, 23.08.2007.-27.08.2007. Perception Supplement 36 p.193
2. M. Ozolinsh, V. Karitans. „Vai viegli ieskatīties pašam sev acīs?“ Pirmais Latvijas inovatīvās mikroskopijas seminārs, Daugavpils, Latvija, 27.04.2007-29.04.2007.
3. V. Karitans, M. Ozolinsh. „Dynamical Visual Acuity in the Presence of Light Scattering.” Photonics and Informatics, St. Petersburg, Russia, 04.09.2006. - 07.09.2006. Proceedings pp. 269-270.
4. V. Karitans, M. Ozolinsh, G. Kupriša "Electronic eyeoccluder with time-counting and reflection control." 6th International Conference Advanced optical materials and devices, Riga, Latvia, 24.08.2008. – 27.08.2008. Programme and Abstract p. 90.
5. V. Karitāns, M. Ozoliņš, S. Fomins, "Adaptīvā optika redzes zinātnei – hiperasuma pētījumi acī ar koriģētām augstāko kārtu aberācijām." LU CFI. 25. zinātniskā konference, veltīta doc. Ludviga Jansona simtgadei, Rīga, Latvija, 11.02.2009. -13.02.2009. Tēžu grāmata 48. lpp.
6. V. Karitans, M. Ozolinsh, „Vernier acuity in presence/absence of eye aberrations.” Developments in Optics and Communications-2009, Riga, Latvia, 24.04.2009.-26.04.2009. Abstract book p.41.
7. V. Karitans, M. Ozolinsh, S. Fomins, „Dependence of Vernier acuity on the presence/absence of aberrations of a human eye.” Eiropas Redzes Uztveres Konference ECVP-2009, Regensburg, Germany, 24.08.2009.-28.08.2009. Perception Supplement 38 p.128
8. V. Karitans, M. Ozolinsh, „Methods of Compensating Eye Movements in Adaptive Optics Systems” Developments in Optics and Communications– 2010, Riga, Latvia, 23.04.2010. – 25.04.2010. Abstract book p. 35
9. V. Karitans, M. Kuibida, „Aberāciju ietekme uz dihoptiskuattēlu atšķiršanas spēju” Konference Lāzeram 50, Daugavpils, Latvija, 28.06.2010. – 29.06.2010. Tēžu grāmata p. 23
10. V. Karitans, M. Ozolinsh, „Simulating Retinal Vascular Disorders by Imposing Different Types of Higher-order Aberrations on Retinal Images”. 5th European Meeting on Visual and Physiological Optics (EMVPO), Stockholm, Sweden, 22.08.2010. – 24.08.2010. Abstract book p.58.
11. V. Karitans, M. Ozolinsh, K. Luse. „Dependence of wavefront aberrations on spectral properties of Shack-Hartmann wavefront sensor”. Functional Materials and Nanotechnologies – 2011, Riga, Latvia, 05.04.2011. – 08.04.2011. Abstract book p. 102.
12. K. Luse, A. Pausus, V. Karitans, M. Ozolins, M. Tukisa. „Evaluation of commercial retroreflective coating performance in decreased visibility conditions”. Functional Materials and Nanotechnologies – 2011, Riga, Latvia, 05.04.2011. – 08.04.2011. Abstract book p. 100.
13. V. Karitans, M. Ozolinsh, S. Fomins, N. Iroshnikov, A. Larichev. „A/V Ratio as Predicted by Full Width at Half Maximum and by Blood Vessel Tracking in Presence of Ocular

Aberrations”. Adaptive Optics: Methods, Analysis, Applications, Toronto, Canada, 08.07.2011.–14.07.2011. Abstract book p. 32.

14. V. Karitans, M. Ozolish. „Vernier acuity as a function of higher-order ocular aberrations”. DOC-2011, Riga, Latvia, 28.04.2011. – 30.04.2011. Abstract book p. 68.

15. E. Skutele, V. Karitans. „Producing of ray tracing aberrometer for studying wavefront deformations”. DOC-2011, Riga, Latvia, 28.04.2011. – 30.04.2011. Abstract book p. 70.

16. K. Luse, M. Ozolins, V. Karitans, I. Jekabsone. „Effect of position of retroreflective signs on recognition of pedestrian in reduced visibility conditions”. DOC-2011, Riga, Latvia, 28.04.2011. – 30.04.2011. Abstract book p. 26.

Pateicības

Vēlos izteikt sirsnīgu pateicību darba vadītājam prof. **Mārim Ozoliņam** par sniegto palīdzību un izrādīto ieinteresētību darba tapšanas gaitā. Pateicos prof. **Ivaram Lācim** par atsaucību un palīdzību. Paldies **Sergejam Fominam**, **Kārlim Kundziņam**, **Elīnai Laizānei** un **Modrim Logiņam** par vērtīgiem padomiem un praktisku palīdzību, kā arī Latvijas Universitātes Fizikas un Matemātikas fakultātes Optometrijas un Redzes zinātnes nodaļai un Latvijas Universitātes Cietvielu Fizikas Institūta kolēģiem par atbalstu. Paldies visiem studentiem, kas piedalījās eksperimentos, kā arī maniem draugiem un tuviniekiem par morālo atbalstu.

Darbs tapis ar Eiropas Sociālā Fonda projekta „Atbalsts doktora studijām Latvijas Universitātē” atbalstu.



LATVIJAS
UNIVERSITĀTE
ANNO 1919

