



**LATVIJAS
UNIVERSITĀTE**

**Promocijas darba
kopsavilkums**

Ilze Ošiņa

**SPEKTRĀLLĪNIJU
ATTĒLVEIDOŠANA BEZKONTAKTA
ĀDAS DIAGNOSTIKAI UN
VILTOJUMU ATKLĀŠANAI**

Rīga 2023



LATVIJAS UNIVERSITĀTE

FIZIKAS, MATEMĀTIKAS UN OPTOMETRIJAS FAKULTĀTE

Ilze Ošiņa

SPEKTRĀLLĪNIJU ATTĒLVEIDOŠANA BEZKONTAKTA ĀDAS DIAGNOSTIKAI UN VILTOJUMU ATKLĀŠANAI

PROMOCIJAS DARBA KOPSAVILKUMS

Doktora grāda iegūšanai fizikas un astronomijas nozarē
Apakšnozare: medicīniskā fizika

Rīga, 2023

Promocijas darbs izstrādāts Latvijas Universitātes Atomfizikas un spektroskopijas institūtā laika posmā no 2017. gada līdz 2023. gadam.

Darbs sastāv no ievada, trīs nodaļām, kopsavilkuma, galvenajiem rezultātiem un secinājumiem, literatūras saraksta, papildu informācijas un pateicībām.

Darba forma: disertācija fizikas un astronomijas nozarē, medicīniskās fizikas apakšnozarē.

Darba zinātniskais vadītājs: prof. *Dr. habil. phys.* **Jānis Spīgulis**

Darba recenzenti:

- 1) profesors *Dr. habil. phys.* **Ruvins Ferbers**, Latvijas Universitāte
- 2) profesors *Dr. phys.* **Aleksejs Kataševs**, Rīgas Tehniskā universitāte
- 3) profesors *Ph. D.* **Dror Fixler**, Bar-Ilan universitāte (Izraēla)

Promocijas darba aizstāvēšana notiks Latvijas Universitātes Fizikas un astronomijas zinātņu nozares promocijas padomes atklātajā sēdē 2023. gada 21. septembrī plkst. 15.00.

Ar promocijas darbu un tā kopsavilkumu var iepazīties Latvijas Universitātes Bibliotēkā Rīgā, Kalpaka bulvārī 4.

LU Fizikas un astronomijas zinātņu nozares promocijas

Padomes priekšsēdētājs: *Dr. habil. phys.* **Ruvins Ferbers**

Promocijas padomes sekretāre: **Sintija Siliņa**

© Ilze Ošiņa, 2023

© Latvijas Universitāte, 2023

ISBN 978-9934-36-042-8

ISBN 978-9934-36-043-5 (PDF)

ANOTĀCIJA

Darbs veltīts inovatīvas multispektrālās attēlošanas metodes – spektrālīniju attēlveidošanas – iespēju izpētei praktiskam izmantojumam dermatoloģijā un kriminālistikā. Izstrādāti triju, četru un piecu spektrālīniju attēlošanas ierīču prototipi, kas veiksmīgi aprobēti laboratorijas un klīniskajos mērījumos. Eksperimentāli pierādīts, ka vairāku diskrētu spektrālīniju apgaismojumā iegūtie spektrālo attēlu komplekti ir noderīgāki ādas veidojumu bezkontakta diagnostikā nekā šaurjoslu gaismas diožu apgaismojumā iegūtie attēli. Izanalizēta Bēra-Lamberta likuma dažādu modifikāciju piemērotība ādas spektrālo attēlu izmantošanai diagnostikā. Balstoties uz klīnisko mērījumu rezultātiem, piedāvāta jauna datu 3D reprezentācijas metode ādas jaunveidojumu klasifikācijai. Izstrādāta datorprogramma spektrālīniju attēlu pārveidei galveno ādas hromoforu sadalījuma kartēs diagnostikai; tādas izveidotas gan ļaundabīgiem (melanomas, bazaliomas), gan labdabīgiem (nēvusi, seborejas keratozes, hemangiomas u. c.) ādas veidojumiem.

Darbā eksperimentāli apliecināts, ka spektrālīniju attēlveidošanas metode ir efektīvi izmantojama arī drukātu viltojumu atpazīšanā. Īstu un viltotu eiro banknošu un dokumentu paraugu salīdzinošo mērījumu rezultātā piedāvāti jauni algoritmi un kritēriji viltojumu noteikšanai.

Iegūtie rezultāti publicēti 19 SCOPUS indeksētos zinātniskos rakstos (t. sk. piecos rakstos Q1-žurnālos) un četros patentu aprakstos, tie ir prezentēti 16 ziņojumos starptautiskās konferencēs un semināros.

Atslēgvārdi: spektrālā attēlveidošana, Bēra-Lamberta likums, ādas hromoforu kartēšana, ādas jaunveidojumi, naudas un dokumentu viltojumi.

SATURA RĀDĪTĀJS

ANOTĀCIJA	3
APZĪMĒJUMI	6
1. IEVADS	7
1.1. Vispārīgs ievads un motivācija	7
1.2. Darba mērķis un uzdevumi.....	7
1.3. Aizstāvēšanai izvirzītās tēzes	8
1.4. Darba zinātniskā novitāte	8
1.5. Autores ieguldījums.....	9
1.6. Promocijas darba rezultātu aprobācija	9
2. PĀRSKATA DAĻA	13
2.1. Spektrālās attēlveidošanas metodes un ierīces.....	13
2.1.1. Hiperspektrālā attēlveidošana	13
2.1.2. Multispektrālā attēlveidošana.....	13
2.1.3. Spektrālliniju attēlveidošana.....	14
2.2. Ādas uzbūve un optiskās īpašības	15
2.2.1. Ādas uzbūve.....	15
2.2.2. Ādas veidojumi	16
2.2.3. Ādas optiskās īpašības.....	17
2.2.4. Ādas hromofori.....	19
2.2.5. Vidējais difūzi atstaroto fotonu ceļš ādā.....	20
2.2.6. Ādas jaunveidojumu diagnostikas iespējas	21
2.2.7. Ādas maketi.....	23
2.3. Naudas un dokumentu viltojumi	23
2.3.1. Naudas viltojumi un to atklāšanas metodes.....	23
2.3.2. Dokumentu viltojumi un to atklāšanas metodes.....	24
3. METODIKAS DAĻA	26
3.1. Eksperimentālās ierīces.....	26
3.1.1. Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīce.....	26
3.1.2. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar divām kamerām.....	27
3.1.3. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar vienu kameru	28
3.1.4. Piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīce	29
3.2. Spektrālliniju attēlu apstrāde.....	30
3.2.1. Attēlu apstrāde hromoforu koncentrācijas aprēķināšanai	30
3.2.2. RGB pārklāšanās (crosstalk) korekcijas aprēķini.....	31
3.2.3. Hromoforu karšu aprēķināšana.....	32
3.3. Ādas maketu izgatavošana.....	34
3.4. Naudas un dokumentu viltojumu paraugi.....	35
3.4.1. Naudas viltojumu paraugi.....	35
3.4.2. Viltotu dokumentu paraugi	35

4. REZULTĀTI	36
4.1. Ādas jaunveidojumu diagnostiskā attēlošana	36
4.1.1. Spektrālo līniju un spektrālo joslu mērījumu salīdzinājums.....	36
4.1.2. Veidojumu diagnostika, izmantojot hromoforu kartes.....	38
4.1.3. Veidojumu diagnostika ar 3D-reprezentācijas metodi	41
4.2. Bēra-Lamberta likuma modeļu analīze.....	43
4.3. Eksperimenti ar ādas maketiem	44
4.4. Naudas viltojumu pazīmes spektrālīniju attēlos	46
4.4.1. Autentisku un viltotu banknošu spektrālo attēlu salīdzinoši mērījumi.....	46
4.4.2. Autentisku un viltotu banknošu spektrālo attēlu vērtību salīdzinoši mērījumi.....	48
4.5. Dokumentu viltojumu noteikšana	49
KOPSAVILKUMS	51
GALVENIE REZULTĀTI UN SECINĀJUMI	53
IZMANTOTĀ LITERATŪRA	54
PAPILDU INFORMĀCIJA	61
PATEICĪBAS	62

APZĪMĒJUMI

ASI	Atomfizikas un spektroskopijas institūts
Bil	bilirubīns
BLL	Bēra-Lamberta likums
c	koncentrācija
Deoks	deoksihemoglobīns
ϵ	ekstinkcijas koeficients
g	anizotropijas faktors
HSI	hiperspektrālā attēlveidošana
I	gaismas intensitāte
IR	infrasarkanais
k	vājinājuma koeficients
l	noietā ceļa garums
LED	gaismas diodes
Lip	lipīdi
λ	viļņa garums
M	moli
Mel	melanīns
MSI	multispektrālā attēlveidošana
μ_a	absorbcijas koeficients
μ_{ef}	efektīvais vājinājuma koeficients
μ_s	izkliedes koeficients
μ'_s	reducētais izkliedes koeficients
Ox	oksihemoglobīns
RGB	sarkans, zaļš un zils
S	spektrālā jutība
UV	ultravioletais

1. IEVADS

1.1. Vispārīgs ievads un motivācija

Mūsdienās ir pieejams plašs pētniecības metožu klāsts dažādu objektu – gan dzīvu organismu, gan visdažādāko materiālu – analīzei. Bieži izmantotās metodes ir destruktīvas un kaitīgas organismam [1–3]. *In vivo* pētījumos svarīgs ir īss mērījumu laiks, lai nerastos kustību artefakti. Tāpēc ir nepieciešams attīstīt neinvazīvas, informatīvas, uzticamas, ātras un viegli lietojamas metodes un izpētīt to izmantojuma iespējas.

Šādā kontekstā aktuālas ir dažādas optiskās metodes, kas nebojā pētāmo objektu, piemēram, konfokālā mikroskopija [4], optiskās koherences tomogrāfija [5], Ramana spektroskopija [6] un spektrālā attēlveidošana [7]. Multispektrālajā un hiperspektrālajā attēlveidošanā tiek iegūti pētāmā objekta attēli vairākās spektra joslās. Metožu galvenie trūkumi ir lielais datu apjoms ar nevajadzīgu papildinformāciju, zema spektrālā selektivitāte un iespējamie kustību artefakti, jo mērījums var ilgt pat vairākas minūtes [8]. Jāņem vērā, ka rezultātā tiek iegūti spektrālo joslu attēli, bet šīs joslas ietvaros ir iespējamas objekta optisko īpašību izmaiņas, kas parasti netiek ņemtas vērā.

Šajā darbā apskatīts pagaidām maz pētīts spektrālās attēlošanas veids – spektrālīniju attēlu iegūšana un to apstrāde. Tiek pāriets no attēliem spektra joslās uz attēliem, kas attiecināmi uz šaurām spektrālīnijām, kādas izstaro, piemēram, apgaismojumam izmantotie lāzēri [9]. Līdz ar to būtiski uzlabojas attēlu spektrālā selektivitāte, kas nosaka krāsu izšķirtspēju, kā arī vienkāršojas un paātrinās spektrālo attēlu kopas apstrāde. Papildus tam, noteiktu spektrālīniju attēlu skaitu iespējams uzņemt vienlaikus ar vienu momentuzņēmumu (kas atrisina kustības artefaktu problēmu): izmantojot n uztverošo joslu (kanālu) kameru, iespējams iegūt n spektrālo līniju attēlus [10].

1.2. Darba mērķis un uzdevumi

Pētījuma **mērķis** ir pilnveidot spektrālīniju attēlu iegūšanas metodes un noskaidrot šādu attēlu izmantojuma iespējas ādas veidojumu diagnostikai, kā arī naudaszīmju un dokumentu viltojumu atklāšanai.

Darba uzdevumi ir:

1. Pilnveidot spektrālīniju attēlveidošanas tehniku, izveidojot un aprobējot prototipa ierīces vairāku spektrālīniju attēlu vienlaicīgai iegūšanai un uzlabojot spektrālo attēlu apstrādes programmas.
2. Novērtēt vairāku spektrālīniju attēlveidošanas metodes potenciālu un Bēra-Lamberta likuma izmantojamību dažādu ādas veidojumu bezkontakta diagnostikai, veicot laboratorijas un klīniskos mērījumus un analizējot to rezultātus.

3. Izpētīt spektrālīniju attēlveidošanas iespējas drukātu viltojumu atklāšanai, salīdzinot eksperimentāli iegūtos oriģinālu un viltotu naudas zīmju un dokumentu paraugu spektrālos attēlus.

1.3. Aizstāvēšanai izvirzītās tēzes

1. Diskrētu spektrālo līniju apgaismojuma izmantošana nodrošina precīzākus datus ādas diagnostikā, kas balstīta uz spektrālo attēlu iegūšanu un difūzi atstarotās gaismas analīzi, salīdzinājumā ar spektrālo joslu apgaismojuma izmantošanu. [P2, K4]
2. Pirmo reizi sistemātiskos pētījumos apliecināts, ka spektrālīniju attēlveidošanas metode un Bēra-Lamberta likuma modifikāciju izmantošana ir efektīvi izmantojama ādas veidojumu izpētē, lai noteiktu dažādas hromoforu koncentrācijas izmaiņas un to sadalījumu. [P1, P2, P6, P7, P8, K4, K5, K8, K9, K10, K11, R1, R4]
3. Darbā piedāvāts inovatīvs 3D reprezentācijas paņēmieni difūzi atstarotās gaismas intensitātes vājinājuma raksturošanai pie trim viļņu garumiem, kas paver jaunas iespējas dažādu ādas veidojumu (hemangiomu, nēvusu, seborejas keratožu, melanomu un bazaliomu) klasifikācijai. [P1]
4. Spektrālīniju attēlveidošanas metode nodrošina augstu jutību drukātu viltojumu (naudaszīmju un dokumentu) atklāšanai, analizējot konkrētus spektrālo attēlu parametrus. [P3, K7, K8, R1, R3]
5. Izstrādātās triju, četru un piecu spektrālīniju attēlošanas ierīces ir efektīvi izmantojamas ādas diagnostikā un drukātu viltojumu atklāšanā. [P1, P2, P3, P5, P6, P7, P8, K2, K3, K4, K5, K6, K7, K8, K9, K10, K11, R1, R2, R4]

1.4. Darba zinātniskā novitāte

Pētījuma rezultātu zinātnisko novitāti apliecina publicētie 19 raksti starptautiskos izdevumos, kas iekļauti SCOPUS datubāzē, kā arī četri reģistrētie patenti.

Darbā izveidoti un aprobēti četri jauni ierīču prototipi vairāku spektrālīniju attēlu iegūšanai. Realizēti oriģināli risinājumi vienmērīga apgaismojuma iegūšanai vienlaikus ar vairākām diskrētām spektrālīnijām, t. sk. ar patentētu tehnoloģiju [R2].

Izpētītas un uzlabotas vairāku spektrālīniju attēlošanas iespējas ādas jaunveidojumu hromoforu kartēšanai, t. sk. izmantojot jaunas Bēra-Lamberta likuma modifikācijas.

Pirmo reizi eksperimentāli uzņemti un salīdzināti oriģinālu un viltotu eiro naudas zīmju un dokumentu spektrālīniju attēli, konstatējot tajos būtiskas atšķirības.

1.5. Autores ieguldījums

Darba autore piedalījās spektrālīniju attēlošanas ierīču izgatavošanas procesā: piedāvāja dažādus ierīču dizainus un vienmērīgākā apgaismojuma risinājumus, testēja ierīces un ieteica to uzlabojumus. Ādas jaunveidojumu klīniskie mērījumi veikti sadarbībā ar laboratorijas kolēģiem un Lāzerplastikas klīniskas dermatologi Annu Bērziņu. Mērījumi ar no apgrozības izņemtām viltotām eiro banknotēm veikti sadarbībā ar Latvijas Banku.

Autore patstāvīgi veica visus spektrālīniju attēlu mērījumus, izpētīja Bēra-Lamberta likuma dažādas modifikācijas un to izmantojamību ādas diagnostikā, veica ādas maketu laboratorijas testus hemoglobīna koncentrācijas noteikšanai, izveidoja un uzlaboja attēlu apstrādes programmas *Matlab* programmatūrā, apstrādāja un analizēja iegūtos datus. Rezultāti interpretēti sadarbībā ar darba vadītāju. Būdamā līdzautore 19 publicētiem rakstiem, 5 no tiem viņa ir galvenais (korespondējošais) autors.

1.6. Promocijas darba rezultātu aprobācija

Publicēti 8 žurnālu raksti (t. sk. 5 Q1 un 2 Q2):

- P1. I. Oshina, J. Spigulis, I. Kuzmina, L. Dambite, A. Berzina, “Three-dimensional representation of triple spectral line imaging data as an option for noncontact skin diagnostics”, *Journal of Biomedical Optics*, 27 (9), 095005 (2022). doi: 10.1117/1.JBO.27.9.095005
- P2. I. Kuzmina, I. Oshina, L. Dambite, V. Lukinsone, A. Maslobojeva, A. Berzina, J. Spigulis, “Skin chromophore mapping by smartphone RGB camera under spectral band and spectral line illumination”, *Journal of Biomedical Optics*, 27 (2), 026004 (2022). doi: 10.1117/1.JBO.27.2.026004
- P3. T. Fischer, I. Oshina, et al., “Profiling and imaging of forensic evidence – A pan-European forensic round robin study part 1: Document forgery”, *Science & Justice*, 62 (4), 433–447 (2022). doi:10.1016/J.SCIJUS.2022.06.001
- P4. I. Oshina, J. Spigulis, “Beer–Lambert law for optical tissue diagnostics: current state of the art and the main limitations”, *Journal of Biomedical Optics*, 26 (10), 1–17 (2021). doi: 10.1117/1.jbo.26.10.100901
- P5. J. Spigulis, V. Lukinsone, I. Oshina, E. Kviesis-Kipge, M. Tamosiunas, A. Lihachev, “Riga Group’s recent results on laser applications for skin diagnostics”, *Journal of Physics: Conference Series*, 1859 (1), (2021). doi:10.1088/1742-6596/1859/1/012033
- P6. J. Spigulis, Z. Rupenheits, U. Rubins, M. Mileiko, I. Oshina, “Spectral line reflectance and fluorescence imaging device for skin diagnostics”, *Applied Sciences* (Switzerland), 10 (21), 1–10, (2020). doi:10.3390/app10217472
- P7. J. Spigulis, I. Oshina, A. Berzina, A. Bykov, “Smartphone snapshot mapping of skin chromophores under triple-wavelength laser illumination”, *Journal of Biomedical Optics*, 22 (9), 091508 (2017). doi: 10.1117/1.JBO.22.9.091508

P8. J. Spigulis, **I. Oshina**, “Snapshot RGB mapping of skin melanin and hemoglobin”, *Journal of Biomedical Optics*, 20 (5), 050503 (2015). doi: 10.1117/1. JBO.20.5.050503

Publicēti **11 pilna apjoma konferenču raksti** (atrodami *Scopus* datubāzē):

- K1. **I. Oshina**, J. Spigulis, “Potential of the Beer–Lambert law for skin chromophore mapping from diffuse reflectance images”, *Proc. SPIE* 11920, Diffuse Optical Spectroscopy and Imaging VIII, Opt. InfoBase Conf. Pap. (2021), 119201X, pp. 0–2, doi:10.1117/12.2615427
- K2. J. Spigulis, I. Kuzmina, V. Lukinsone, M. Tamosiunas, **I. Oshina**, L. Ozolina, A. Maslobojeva, M. Kuzminskis, D. Ivanov, E. Borisova, “Towards combined multispectral, FLIM and Raman imaging for skin diagnostics”, *Proc. SPIE* 11232, Multimodal Biomedical Imaging XV, 112320N (2020), p. 23. doi: 10.1117/12.2559107
- K3. J. Spigulis, Z. Rupenheits, M. Matulenko, **I. Oshina**, U. Rubins, “A snapshot multi-wavelengths imaging device for in-vivo skin diagnostics”, *Proceedings of the Multimodal Biomedical Imaging XV*; 112320I; SPIE, (2020), doi: 10.1117/12.2547286
- K4. I. Kuzmina, V. Lukinsone, U. Rubins, **I. Osina**, L. Dambite, A. Maslobojeva, J. Spigulis, “Agar-based phantoms for skin diagnostic imaging”, *Proc. SPIE* 11363, Tissue Optics and Photonics, 113630F (2020), p. 15. doi: 10.1117/12.2555674
- K5. J. Spigulis, A. Lihachev, V. Lukinsone, M. Osis, **I. Oshina**, “Lasers for in-vivo skin diagnostics: some recent developments”, *Proc. SPIE* 11047, 20th International Conference and School on Quantum Electronics: Laser Physics and Applications, 1104703 (2019), p. 38. doi: 10.1117/12.2516747
- K6. J. Spigulis, **I. Oshina**, M. Matulenko, “Laser illumination designs for snapshot multi-spectral-line imaging”, Conference on Lasers and Electro-Optics Europe and European Quantum Electronics Conference, CLEO/Europe-EQEC, *OSA Technical Digest* (Optica Publishing Group), paper cl_3_42019, art. no. 8872998, (2019), doi: 10.1109/CLEOE-EQEC.2019.8872998
- K7. **I. Oshina**, P. Potapovs, J. Spigulis, “Spectral imaging system for money counterfeit detection”, Proceedings of the Optics InfoBase Conference Papers; Imaging and Applied Optics (COSI, IS, MATH, pcAOP), *OSA Technical Digest.*, (2019), doi: 10.1364/ISA.2019.ITu3B.3
- K8. J. Spigulis, **I. Oshina**, P. Potapovs, K. Lauberts, “Snapshot multi-spectral-line imaging for applications in dermatology and forensics”, *Proc. SPIE* 10881, Imaging, Manipulation, and Analysis of Biomolecules, Cells, and Tissues XVII; 10881, 1088114, (2019), doi: 10.1117/12.2508204
- K9. **I. Oshina**, J. Spigulis, U. Rubins, E. Kviesis-Kipge, K. Lauberts, “Express RGB mapping of three to five skin chromophores”, *Proc. SPIE* 10413, Novel Biophotonics Techniques and Applications IV, 104130M (2017); doi: 10.1117/12.2285995

- K10. J. Spigulis, **I. Oshina**, Z. Rupenheits, "Smartphone single-snapshot mapping of skin chromophores", *Biomedical Optics 2016*, OSA Technical Digest (tiešsaistē), JTu3A.46 (2016), doi: 10.1364/CANCER.2016.JTu3A.46
- K11. J. Spigulis, **I. Oshina**, "3×3 technique for RGB snapshot mapping of skin chromophores", Optics in the Life Sciences, *OSA Technical Digest* (tiešsaistē) (Optical Society of America), paper JT3A.39, (2015), doi: 10.1364/BODA.2015.JT3A.39

Četri reģistrēti izgudrojumi:

- R1. J. Spigulis, **I. Ošīna**, I. Kuzmina, L. Dambīte, "Paņēmiens un ierīce fotokameras relatīvās spektrālās jutības noteikšanai pie izvēlētiem viļņu garumiem", LV 15705 B (2021).
- R2. J. Spigulis, **I. Ošīna**, Z. Rupenheits, M. Matuļenko, "Ierīce virsmas vienmērīgai apgaismošanai vienlaikus ar vairākām lāzeru spektrālīnijām", LV 15491 B (2020).
- R3. J. Spigulis, **I. Ošīna**, "Metode krāsainu viltojumu atklāšanai", LV 15413 B (2019).
- R4. J. Spigulis, **I. Ošīna** "Paņēmiens un ierīce hromoforu kartēšanai vairāku spektrālīniju apgaismojumā", LV 15106 B (2016).

Rezultāti publiski prezentēti **16 starptautiskās konferencēs un semināros** (kā pirmais autors):

- C1. "COMULIS konference" (COST akcijas CA17121 ietvaros), Nikosijā, Kiprā, stenda referāts "Multi-spectral-line imaging of skin phantoms with tattoo ink", **I. Oshina**, J. Spigulis, 21.–22.09.2022.
- C2. "WG3 Meeting – Skin Project" konference (COST akcijas CA17121 ietvaros), Telavivā, Izraēlā, referāts "Riga Biophotonics Laboratory and Performed There Spectral Imaging of the Skin Phantoms", **I. Oshina**, J. Spigulis, 18.–20.05.2022.
- C3. "MultiForesee 2021 conference, tiešsaistē, stenda referāts "Potential of modified Beer-Lambert law for skin bruise analysis", **I. Oshina**, J. Spigulis, 12.–14.07.2021.
- C4. "European Conferences on Biomedical Optics", "Diffuse Optical Spectroscopy and Imaging VIII", tiešsaistē, stenda referāts "Potential of the Beer–Lambert Law for Skin Chromophore Mapping from Diffuse Reflectance Images", **I. Oshina**, J. Spigulis, 20.–24.06.2021 .
- C5. "SPIE Optics + Photonics 2020 Digital Forum", "Novel Optical Systems, Methods, and Applications XXIII conference", tiešsaistē, referāts "Skin chromophore mapping from multispectral laser line images", **I. Osina**, I. Kuzmina, U. Rubins, V. Lukinsone, A. Maslobojeva, L. Dambite, M. Matulenko, Z. Rupenheits, J. Spigulis, 17.–24.08.2020.
- C6. "OSA Imaging and Applied Optics Congress", "Imaging Systems and Applications", Minhenē, Vācijā, referāts "Spectral imaging system for money counterfeit detection", **I. Oshina**, P. Potapovs, J. Spigulis, 24.–28.06.2019 .

- C7. "Biofotonikas un attēlveidošanas doktorantūras studentu vasaras skolā BIGSS", Ballīvaughanā, Īrijā, stenda referāts "Polychromatic spectral imaging for chromophore mapping and counterfeight detection", **I. Oshina**, J. Spigulis 28.08.–01.09.2018.
- C8. "World congress on medical physics & biomedical engineering" Prāgā, Čehijā, stenda referāts "Human iris diagnostics using double-snapshot method and spectral line imaging", **I. Oshina**, K. Lauberts, E. Kviesis-Kipge, J. Spigulis, 03.–08.06.2018.
- C9. Konference "The Second Forensic Science Meeting of Trace Evidence", Rīgā, Latvijā, referāts "Euro-banknote forgery detection at triple wavelength laser illumination", **I. Oshina**, P. Potapovs, J. Spigulis, 17.05.2018.
- C10. "SPIE Photonics Europe", Strasbūrā, Francijā, divi stenda referāti: "A method for counterfeits detection using a smartphone camera and spectral line imaging", **I. Oshina**, P. Potapovs, J. Spigulis; "Double-snapshot mapping of up to five skin chromophores", **I. Oshina**, R. Ciems, K. Lauberts, E. Kviesis-Kipge, J. Spigulis, 21.–26.04.2018.
- C11. "European Conferences on Biomedical Optics", "Novel Biophotonics Techniques and Applications IV", Minhenē, Vācijā, stenda referāts "Express RGB mapping of three to five skin chromophores", **I. Oshina**, J. Spigulis, U. Rubins, E. Kviesis-Kipge, K. Lauberts, 26.–29.06.2017.
- C12. Vasaras skola "Biophotonics '17", Ven, Zviedrijā, stenda referāts "Skin chromophore mapping and oxygen saturation measurements in human skin using polychromatic illumination", **I. Oshina**, 10.–17.06.2017.
- C13. "Developments in Optics and Communications 2017", Rīgā, Latvijā, referāts "Double-snapshot mapping of four skin chromophores", **I. Oshina**, J. Spigulis, U. Rubins, 06.–07.04.2017.
- C14. "Developments in Optics and Communications 2016", Rīgā, Latvijā, referāts "Mapping of skin chromophores by snapshot taken with a smartphone", **I. Oshina**, Z. Rupenheits, J. Spigulis, 21.–23.03.2016.
- C15. "IONS Karlsruhe 2015", Kārlsruē, Vācijā, stenda referāts "Image Processing for Snapshot RGB Mapping of Skin Chromophores", **I. Oshina**, J. Spigulis, 26.–29.06.2015.
- C16. "Developments in Optics and Communications 2015", Rīgā, Latvijā, stenda referāts "Snapshot mapping of skin chromophores at triple-wavelength illumination", **I. Oshina**, J. Spigulis, 08.–10.04.2015.

2. PĀRSKATA DAĻA

2.1. Spektrālās attēlveidošanas metodes un ierīces

Medicīniskā attēlošana bieži tiek lietota dažādu slimību diagnostikai, ārstēšanai un kā papildu informācija operāciju laikā. Izmanto magnētisko rezonansi, rentgenstarus, optiskās koherences tomogrāfiju, ultraskaņu un citas attēlošanas metodes. Bieži kopā ar šīm metodēm datu apstrādei tiek izmantota dziļā mācīšanās ar neironu tīkliem, atbalsta vektoru mašīnām u. c. algoritmiem. Lielākā daļa šo tehnoloģiju ir dārgas un reizēm pat kaitīgas cilvēka organismam. Tādēļ ir aktuālas salīdzinoši lētas un neinvazīvas attēlošanas metodes. [11]

Hiperspektrālā un multispektrālā attēlošana ir bezkontakta un neinvazīvas metodes. Attēlu uzņemšanas laiks – no dažām sekundēm līdz minūtēm. [8]

2.1.1. Hiperspektrālā attēlveidošana

Hiperspektrālā attēlveidošana (HSI – *Hyper-Spectral Imaging*) ir spektrālo attēlu kopas uzņemšana daudzās blakus esošās vai pat savstarpēji pārklājošās spektra joslās. HSI piedāvā plašu telpisko un spektrālo informāciju, bieži no ultravioletā (UV) līdz infrasarkanajam (IS) spektra diapazonam. Mērījumā tiek iegūts trīsdimensiju kubs jeb hiperspektrālais kubs. [11]

No hiperspektrālajiem attēliem var iegūt noderīgu informāciju par diagnostiku un ārstēšanu atsevišķām ausu un šūnu grupām. Mērījumā tiek iegūta ļoti plaša informācija par pētāmo objektu, tādēļ datu apstrāde ir sarežģīta un lēna. Sarežģījumus rada, piemēram, spektrālo joslu pārklāšanās un mērinstrumentu troksnis. Spektrālie attēli tiek normalizēti, kompensējot nevienmērīgu apgaismojumu un uztverošās matricas trokšņus [12–15]. Reizēm tiek izvēlētas datu analīzei noderīgākās spektrālās joslas, lai vienkāršotu aprēķinus un samazinātu datu apstrādes laiku [16,17]. Lai atvieglotu aprēķinus, tiek samazināta attēlu izšķirtspēja vai tiek izdalītas nozīmīgākās attēla detaļas. Šiem uzdevumiem bieži tiek izmantota principiālo komponentu analīze [8,18], lineārā diskriminanta analīze [19] un neatkarīgo komponentu analīze.

Medicīnas fizikā hiperspektrālo attēlošanu izmanto slimību diagnostikā, klasifikācijā un segmentēšanā. To bieži apvieno ar tādām statistiskās analīzes metodēm kā k-tuvākā kaimiņa noteikšana [20], lineārās diskriminācijas analīze [20,21], atbalsta vektora mašīnas [20], konvolucionālie neironu tīkli [22,23] u. c.

2.1.2. Multispektrālā attēlveidošana

Multispektrālajā attēlveidošanā (MSI – *Multi-Spectral Imaging*) tiek izmantots mazāks skaits atdalītu spektrālo joslu. Robeža starp multispektrālo un hiperspektrālo attēlošanu nav konkrēti definēta, daži autori uzskata, ka

multispektrālajā attēlošanā tiek apskatītas līdz 10 spektrālās joslas [24], citos gadījumos pat līdz 20 joslām [8] vai vairāk. Otrs dalījuma veids ir spektra nepārtrauktība: hiperspektrālajā attēlveidošanā tiek izmantots kvazinepārtraukts spektrs, toties multispektrālajā attēlveidošanā parasti informācija tiek iegūta vairākās spektrālās joslās, kas savā starpā nepārklājas [25]. Multispektrālais datu masīvs satur gan telpisko, gan spektrālo informāciju.

Salīdzinājumā ar hiperspektrālo attēlošanu šajā gadījumā mērījumu veikšanas sistēmas var pielāgot pētāmo objektu spektrālajām īpašībām, piemēram, audu absorbcijas īpašībām, izvēloties piemērotākos viļņu garumus. Tādējādi mērījumā tiek iegūts objektu raksturojošu īpašību vektors, nevis pilns spektra raksturojums. Datu apstrāde nav tik sarežģīta un ilga kā HSI gadījumā. [8]

2.1.3. Spektrālīniju attēlveidošana

Spektrālīniju attēlveidošanā ierasto spektrālo joslu attēlu vietā tiek iegūti spektrālo līniju attēli – attēli, kas uzņemti pie fiksētiem viļņa garumiem. Šī ir salīdzinoši jauna attēlošanas tehnoloģija [9]. Pētāmā objekta attēls tiek uzņemts vienas vai vairāku šauru spektrālo līniju apgaismojumā, un nereti tiek uzņemts tikai viens momentuzņēmums ar sekojošu atsevišķo spektrālīniju attēlu izdalīšanu. Atkarībā no tā, cik uztverošo kanālu ir digitālai fotokamerai, tikpat daudz spektrālo līniju attēlu iespējams izdalīt, ja apgaismojumam izmantots attiecīgs spektrālīniju skaits [10]. Objekta apgaismojumam visērtāk izmantot lāzeru starojumu [26]. Lāzeru spektrālīniju platumus parasti nepārsniedz 0,1 nm, un šāds apgaismojums nodrošina ievērojami augstāku attēlošanas spektrālo selektivitāti (un attiecīgi krāsu jutību jeb izšķirtspēju), salīdzinot ar attēlošanu tipiski > 10 nm platās spektra joslās, ko izmanto iepriekš apskatītās multi- un hiperspektrālās attēlveidošanas ierīcēs. [27]

Spektrālīniju attēlveidošanu var veikt, apgaismojot objektu vienlaikus ar vairākām lāzerlīnijām un analizējot signālus katrā attēla pikselī atsevišķi. Ar X,Y skeneru palīdzību var noskenēt visu attēlu pa punktiem. Cita metode ir veikt pilnu attēlu mērījumus pie secīgiem viļņu garumiem, bet tad var saskarties ar lielākiem spektrālajiem kropļojumiem. [28]

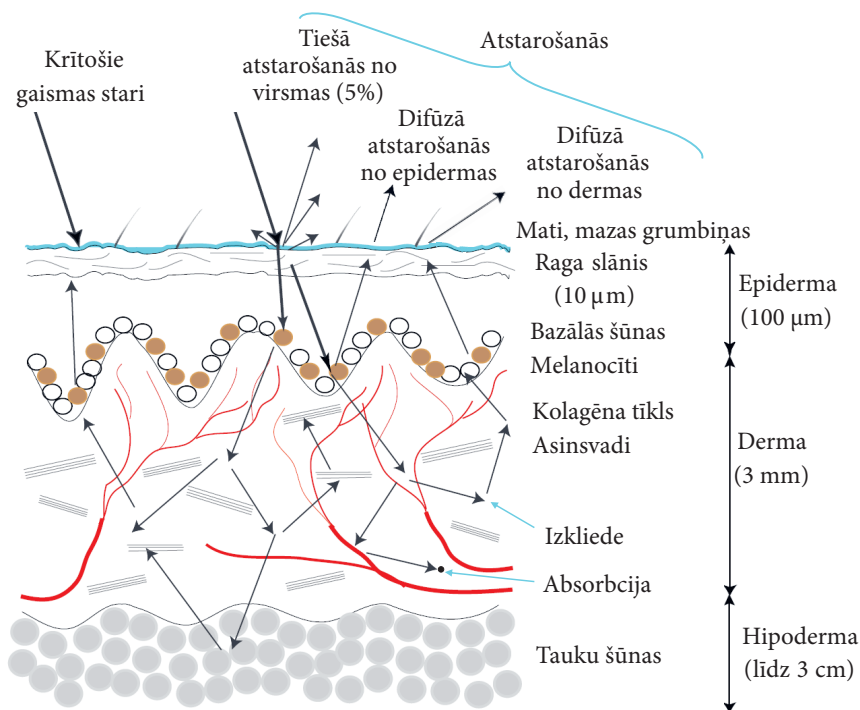
LU Atomfizikas un spektroskopijas institūta (ASI) Biofotonikas laboratorijā spektrālīniju attēlošanas tehnoloģija pirmo reizi realizēta 2010. gadā [29], ar RGB kameru uzņemot attēlus divu lāzeru līniju (532 nm un 635 nm) apgaismojumā ādas hemoglobīna daudzuma novērtēšanai. 2012. gadā ASI tika izveidots pirmais prototips vienmērīga lāzerstarojuma nodrošināšanai, izmantojot trīs lāzermoduļus (405 nm, 532 nm un 650 nm). Autore iesaistījās pētījumos šajā virzienā 2014. gadā, izstrādājot maģistra darbu [30], un tālāk tos turpināja doktorantūras studijās. Vēlākos gados ar autores līdzdalību izstrādātas vairākas spektrālīniju attēlošanas ierīces, kas detalizēti aprakstītas 3.1. nodaļā. Papildus tam laboratorijā izveidota kompakta piecu spektrālo attēlu uzņemšanas ierīce ar 405 nm, 450 nm, 525 nm, 655 nm un 845 nm viļņa garuma lāzerdiodeš [31].

2.2. Ādas uzbūve un optiskās īpašības

Šajā nodaļā pievēršamies pirmajam metodes izmantojuma virzienam – dermatoloģijai un ādas jaunveidojumu diagnostikai. Sākumā tiek apskatīta ādas uzbūve un dažādi sastopamie veidojumi, tad ādas optiskās īpašības – izkliede, absorbcija un galvenie ādas hromofori –, kā arī ādas jaunveidojumu diagnostikas iespējas un ādas maketu izveidošana.

2.2.1. Ādas uzbūve

Āda ir cilvēka lielākais orgāns, tā atspoguļo organisma veselību un patoloģiskos procesus. Tās pamatfunkcijas ir: barjeras funkcija, imunoloģiskā aizsardzība, jušanas funkcija, termoregulācija, tā nodrošina ūdens necaurlaidību un ražo D3 vitamīnu. Ādu var iedalīt trīs slāņos: epidermā, dermā un zemādā (2.1. att.). Galvenie struktūrelementi ādā ir matu saknes, sviedru un tauku dziedzeri, asinsvadi un nervi. [32]



2.1. attēls. Ādas uzbūve un mijiedarbība ar gaismu [33,34]

Epiderma jeb virsāda ir caurspīdīgs ārējais slānis. Tās biezums ir no 0,05 mm plakstiņos līdz 1,5 mm plaukstās un pēdās, vidēji 0,1 mm. Tajā neatrodas asinsvadi un nervu gali, sastāv no epitēlija šūnām jeb keratinocītiem. Epidermā melanocītos tiek ražots pigments melanīns. Epidermu iedala piecos slāņos: bazālajā, dzeloņainajā, graudainajā, spīdīgajā un raga slānī. [32]

Derma jeb īstās ādas biezums ir 0,5–5,0 mm. Tajā atrodas asinsvadi, limfvadi, nervu šķiedras, tauku un sviedru dziedzeri, matu folikuli. Derma satur olbaltumvielas kolagēnu un elastīnu, kas padara ādu attiecīgi stingru un elastīgu. Virspusējais un dziļais asinsvadu pinums nodrošina epidermu ar barības vielām un regulē ķermeņa temperatūru. Dermu var iedalīt divos slāņos: kārpīņu jeb papillārajā un tīklainajā slānī. [32]

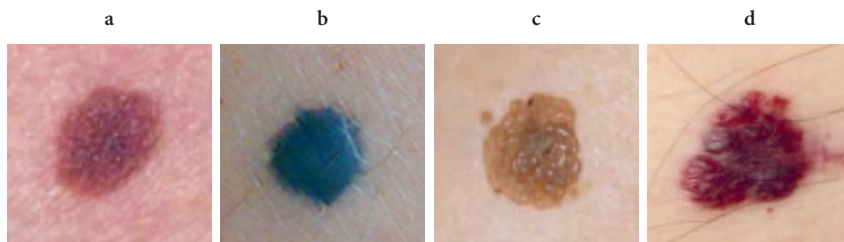
Hipodermā jeb zemādā atrodas taukaudi un saistaudi, kā arī matu folikuli un asinsvadi. Taukaudi ir tauku šūnas jeb lipocīti, kas sakopoti daivās, kuras savstarpēji atdala saistaudi. Hipoderma pasargā ķermeni no aukstuma un ievainojumiem, ir barības vielu rezervuārs. [32]

2.2.2. Ādas veidojumi

Visizplatītākie labdabīgie ādas veidojumi ir nēvusi un seborejas keratozes. Nēvuss ir dzimumzīmes medicīniskais nosaukums (2.2. (a) att.). Tie rodas pigmentšūnu melanocītu proliferācijas rezultātā. Nēvusi visbiežāk ir ar apaļu vai ovālu formu, izmērā no dažiem milimetriem līdz vairākiem centimetriem. Iedala iedzimtajos (tie ir jau kopš dzimšanas) un iegūtajos (parādās dzīves laikā). Nēvusos var klasificēt arī pēc atrašanās vietas ādas slāņos [35]:

- robežnēvusi veidojas uz epidermas-dermas robežas, parasti ir plakani un ar intensīvu krāsu;
- kombinētie nēvusi veidojas starp epidermas un dermas robežu un dermā, kad daļa nēvusa šūnu pārvietojas uz zemākiem ādas slāņiem, tos raksturo pacelta centrālā daļa ar plakanu pigmentētu joslu apkārt;
- dermālie nēvusi veidojas dermā, visbiežāk ir pacēlušies uz āru no ādas virsmas, ir pigmentēti vai miesas krāsas.

Zilie nēvusi parasti ir iedzimti, tiem ir regulāra forma ar vienmērīgu brūnganzilu, zilu, pelēkzilu vai pelēkmelnu pigmentāciju (2.2. (b) att.) [36].

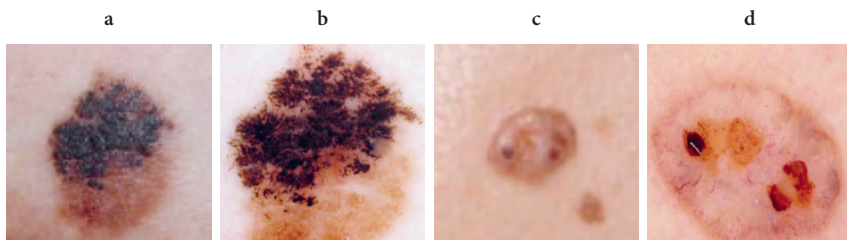


2.2. attēls. Nēvuss (a), zilais nēvuss (b), seborejas keratoze (c), hemangioma (d) [37,38]

Seborejas keratozes parādās pusmūža un vecāka gadagājuma cilvēkiem (2.2. (c) att.). Sākuma stadijā ir mazi raupji izciļņi, kas ar laiku sabiezē un iegūst kārpveidīgu virsmu. Krāsu spektrs ir no bālas līdz brūnai. Tās ārēji var līdzināties ļaundabīgajai melanomai, jo reizēm tās ir tumšas, neregulāras formas, nevienmērīgu pigmentāciju. Var būt grūti diagnosticējamas. [35]

Hemangiomas ir labdabīgi asinsvadu veidojumi (2.2. (d) att.). Tās parasti ir apaļas vai ovālas formas ar sarkanīgu vai violetu krāsojumu. Hemangiomas sastāv no paplašinātiem asinsvadiem virspusējā dermā. [39]

Melanoma ir bīstamākā ādas vēža forma, kas var izplatīties pa limfvadiem un radīt metastāzes (2.3. (a), (b) att.). Attīstās no melanocītiem. Agrā stadijā ir mazas un neregulāras formas, to pigmentācija – no rozā līdz tumši brūnai. Ļoti līdzinās nēvusiem. Vēlāk melanomas kļūst lielākas, mezglainas vai čūlainas, dažādu krāsu – brūnas vai melnas ar sarkanu, baltu vai zilu krāsojumu. [36]



2.3. attēls. Melanoma dienasgaismā (a), dermatoskopiski (b). Bazalioma dienasgaismā (c), dermatoskopiski (d) [37]

Bazālo šūnu karcinoma jeb bazalioma ir visbiežāk sastopamais ādas ļaundabīgais audzējs (2.3. (c), (d) att.). Parasti neveido metastāzes, bet lēnām aug lielākas un var ieaukt dziļāk esošajās ādas struktūrās. Ir vairāki bazaliomu veidi: mezglainā, virspusējā, rētojošā un pigmentētā. [36]

2.2.3. Ādas optiskās īpašības

Optiskais starojums ir elektromagnētiskais starojums, kurš iekļauj ultravioleto (UV), redzamo un infrasarkanā (IS) spektra daļu. Šis starojums, mijiedarbojoties ar ādu, var tikt tieši atstarots no ādas virsmas vai iespieties dziļāk ādas audos, kur tas vai nu tiek pilnīgi absorbēts, vai arī izkliedes rezultātā izstarots ārpus ādas audiem difūzās atstarošanās ceļā (2.1. att.) [33,34]. Aptuveni 4–7 % atstarojas no ādas virskārtas neatkarīgi no viļņa garuma (250–3000 nm) un ādas krāsas, jo izmainās gaismas laušanas koeficients [34]. Gaismas stara ceļu ādā nosaka konkrētā ādas slāņa optiskās īpašības, kuras pamatā ietekmē melanīna, asins un keratīna koncentrācija [40].

Izkliede rodas vides nevienbūguma rezultātā – atšķiras laušanas koeficienti. Ja vidē esošo daļiņu izmērs ir salīdzināms ar starojuma viļņa garumu, notiek izkliede uz necaurspīdīgām audu mikrostrukturām [34]. Galvenie gaismas izkliedētāji ādā ir pavedienveida proteīni: keratīns epidermā un kolagēns dermā. Izkliede notiek arī melanosomās, šūnu kodolos, šūnu sienās u. c. [41]

Izkliedes koeficients $\mu_s(\lambda)$ [cm^{-1}] raksturo, kāds vidējais ceļa garums fotonam ir jānolido, pirms tas tiek izkliedēts. Reducētais izkliedes koeficients apraksta izkliedes pakāpi un virzienu: $\mu_s' = \mu_s(1 - g)$, kur g ir anizotropijas faktors – vidējais kosinuss no izkliedes leņķa θ : $g = \langle \cos\theta \rangle$. [41]

Absorbēcija apraksta gaismas enerģijas samazinājumu, tai izplatoties audu vidē. Tās rezultātā fotonu enerģija tiek nodota absorbējošai daļiņai – organiskai molekulai jeb hromoforai. Lielākā absorbētās enerģijas daļa parasti tiek pārversta siltumā un tiek aizvadīta difūzijas ceļā. [42]

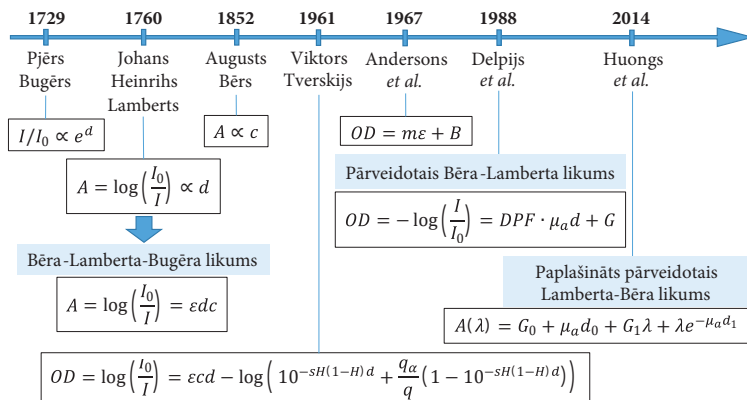
Absorbēcijas koeficients $\mu_a(\lambda)$ [cm^{-1}] raksturo, kāds vidējais ceļa garums fotonam ir jānolido vidē, pirms tas tiek absorbēts. Absorbēcijas raksturošanai var izmantot arī ekstinkcijas koeficientu $\epsilon(\lambda)$ [$L/mol \cdot mm$]. [43]

Gaismas izplatību audos (t. sk. ādā) var aprakstīt ar Bēra-Lamberta likumu (BLL): kritošās gaismas intensitāte I_0 , izejot cauri homogēnam slānim, eksponenciāli samazinās atkarībā no noietā ceļa garuma l , absorbējošo vielu koncentrācijas c un to ekstinkcijas koeficienta ϵ :

$$I = I_0 \cdot e^{-\epsilon \cdot c \cdot l} \quad (2.1.)$$

kur I ir gaismas beigu intensitāte [44,45].

Bēra-Lamberta likums tiek plaši lietots, jo datu apstrādes laiks ir īss un šī metode ir vienkāršāka par difūzijas teoriju [46], Monte Karlo simulāciju [47,48], mākslīgajiem neironu tīkliem [49] u. c. metodēm. Izmantojot BLL, var noteikt skābekļa [50] un oglekļa monoksīda [51] piesātinājumu, oksi- un deoksihemoglobīna izmaiņas [52], bilirubīna [53] un melanīna koncentrāciju [54] utt.



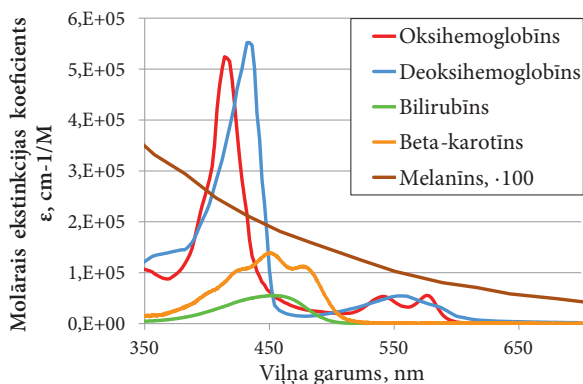
2.4. attēls. Bēra-Lamberta likuma vēsturiskā attīstība [P4]

Tiek pieņemts, ka apgaismojums ir monohromatisks, kolimēts un orientēts perpendikulāri pētāmajai virsmai, to absorbē tikai viena veida molekulas, kas savā starpā nemijiedarbojas, paraugs ir homogēns, un nenotiek izkliede [55]. Lai aprēķini vairāk atbilstu realitātei, ir izveidotas vairākas BLL variācijas (2.4. att.). Tiek ņemta vērā izkliede [56], absorbcijas un attāluma starp gaismas avotu un detektoru (pārveidotais Bēra-Lamberta likums) [57], gaismas absorbcija un izkliede epidermā un dermā (paplašināts pārveidotais Lamberta-Bēra likums) [51] utt. Pilnu Bēra-Lamberta likuma attīstības gaitu, dažādas tā modifikācijas, ierobežojumus un izmantojuma iespējas skat. publikācijā P4.

2.2.4. Ādas hromofori

Ādas krāsu nosaka absorbcijas un izklijes īpašības. Gaismu pārsvarā absorbē ūdens molekulas, proteīni un ādas pigmenti jeb hromofori. Galvenie hromofori cilvēka ādā ir melanīns, oksihemoglobīns un deoksihemoglobīns. [58]

Melanīnu ražo epidermā melanocītos. Ir divu veidu melanīns: brūni melnais eumelanīns un sarkanīgais feomelanīns. Melanīna absorbcijas koeficients monotoni samazinās, pieaugot viļņu garumam [32]. Hemoglobīns atrodas asinīs un nodrošina skābekļa piegādi cilvēka organismā. Oksihemoglobīns ir hemoglobīns ar piesaistītu skābekli, deoksihemoglobīns ir bez skābekļa [59]. Bilirubīns ir hemoglobīna sadalīšanās produkts. Visbiežāk bilirubīns parādās zīļumos, kad sadalās ekstravaskulārie eritrocīti [43]. Beta-karotīns pasargā cilvēku no pārmērīgas saules ietekmes, jo absorbē gaismu ultravioletajā un zilajā spektra diapazonā. Beta-karotīns atrodas asinsritē, epidermā un zemādas taukos. Uz ādas parādās kā dzeltenīgs ādas tonis [43]. Hromoforu absorbcijas spektrus skat. 2.5. attēlā. Lipīdi jeb ķermeņa tauki labi izklijē gaismu. Ūdens vāji absorbē gaismu redzamajā spektra daļā, bet ļoti spēcīgi absorbē to ultravioletajā un tuvajā infrasarkanajā spektra daļā [43].



2.5. attēls. Ādas hromoforu absorbcijas spektri [59–62]

2.2.5. Vidējais difūzi atstaroto fotonu ceļš ādā

Ādas sastāva noteikšanai, izmantojot optiskās metodes, ir svarīgi zināt vidējo reemitēto jeb difūzi atstaroto fotonu noietā ceļa garumu ādā. Šeit aplūkotas divas metodes tā noteikšanai: izmērot fotona izplatības laiku ādā eksperimentāli un izmantojot Monte Karlo datormulāciju.

Eksperimentāli noteiktais fotona izplatības laiks ādā

Fotona izplatības laiku ādā mērīja un skaitliskās vērtības aprēķināja Atomfizikas un spektroskopijas institūta vadošā pētniece Vanesa Lukinsone [63]. Eksperimentā tika izmantots platjoslas pikosekunžu lāzers impulsveida režīmā (560–800 nm) ar interferences filtriem (solis starp caurlaidības maksimumiem 40 nm). Tika mērīta veselīga apakšdelma āda. Ar optisko šķiedru ādai tika pievadīts starojums septiņās šaurās spektrālās joslās. Difūzi atstarotais signāls tika uztverts piecos dažādos attālumos no ierosmes punkta: 1 mm, 8 mm, 12 mm, 16 mm un 20 mm. Fotonu vidējais noietā ceļa garums ādā tika aprēķināts kā vidējā vērtība integrētajai ceļa garumu sadalījumu funkcijai (2.1. tab.).

2.1. tabula. Vidējais difūzi atstaroto fotonu noietā ceļa garums milimetros ar standartnovirzēm dažādiem attālumiem starp starotāju un uztvērēju [63]

Centrālais viļņa garums, nm	Attālums no starotāja līdz uztvērējam				
	1 mm	8 mm	12 mm	16 mm	20 mm
560	16 ± 3	27 ± 3	41 ± 2	53 ± 5	62 ± 1
600	19 ± 3	37 ± 3	53 ± 4	68 ± 5	84 ± 8
640	21 ± 3	40 ± 3	59 ± 5	75 ± 4	94 ± 6
680	23 ± 4	41 ± 4	64 ± 6	86 ± 10	110 ± 16
720	22 ± 2	41 ± 4	63 ± 4	85 ± 8	106 ± 12
760	22 ± 2	41 ± 3	60 ± 3	78 ± 5	96 ± 5
800	26 ± 3	42 ± 3	63 ± 4	84 ± 8	105 ± 10

Monte Karlo simulācija

Šeit apskatīta Monte Karlo simulācija trīs ādas slāņu gadījumā [P7]. Pirmais slānis ir epiderma, otrais ir derma, un pēc tam seko bezgalīgi liels zemādas tauku slānis. Monte Karlo simulāciju veica Aleksandrs Bikovs (*Alexander Bykov*) – vecākais pētnieks Optoelektronikas un Mērtēhnikas laboratorijā Oulu Universitātē Somijā.

Dažādu ķermeņa zonu atveidošanai, tiek variēts epidermas biezums – 100, 150 un 200 μm. Dermas biezums – 1800 μm. Pieņemam, ka paraugs tiek vienmērīgi apgaismots ar staru, kura diametrs ir 50 mm. Difūzi atstarotie fotoni tiek

savākti 10 grādu leņķī. Tiek aprēķināts fotonu vidējais iespiešanās dziļums un ceļa garums ādā katram no trīs viļņu garumiem: 448 nm, 532 nm un 659 nm (2.2. tab.). Aprēķinos ņemta vērā vidējā svērtā vērtība.

2.2. tabula. Monte Karlo simulāciju rezultāti fotonu vidējam iespiešanās dziļumam un ceļa garumam ādā, epidermas biezums ir 0,1 mm [P7]

Viļņa garums λ , nm	Fotonu vidējais iespiešanās dziļums ādā, mm	Fotonu vidējais ceļa garums ādā, mm
448	0,18	0,92
532	0,32	1,64
659	0,76	2,98

2.2.6. Ādas jaunveidojumu diagnostikas iespējas

Lai palielinātu izdzīvošanas iespējas, ir ļoti svarīgi laikus atklāt ļaundabīgus ādas veidojumus [64]. Mūsdienās vizuāla ādas apskate un dermatoskopija ir zelta standarts ļaundabīgo ādas veidojumu noteikšanai. Šo metožu pamatā ir ārsta kompetence. Vizuālā apskatē diagnozi nosaka, izmantojot ABCDE likumu (asimetrija, robežu neregularitātes, krāsa, diametrs, attīstība laikā). Dažas melanomas šādi var viegli noteikt, bet daudzām agrīnām melanomām vēl nav izteiktas ABCD pazīmes. [65]

Dermatoskopijā tiek apvienota digitālā fotogrāfija un gaismas mikroskopija. Ādas veidojums tiek palielinājumā apskatīts polarizētā baltā gaismā. Šādi ir novērojamas veidojumu morfoloģiskās struktūras, pēc kurām tos var klasificēt. Aizdomīgiem veidojumiem, tiek veikta biopsija jeb veidojuma ķirurģiska izgriešana no ādas un histoloģijā tiek noskaidrots, vai veidojums ir bijis ļaundabīgs. Šie izmeklējumi ilgst līdz trīs nedēļām un ir dārgi. [36,66]

Ir izveidotas vairākas neinvazīvas optiskās metodes ādas diagnostikai, piemēram, konfokālā mikroskopija, fluorescences attēlveidošana, optiskās koherences tomogrāfija, 3D topogrāfija, multispektrālā un polarizētā attēlveidošana. Paralēli šīm metodēm tiek lietoti dažādi mašīnmācīšanās algoritmi, lai automātiski klasificētu ādas jaunveidojumus. [66]

Konfokālajā lāzerskenējošajā mikroskopijā ādas *in vivo* diagnostikā tiek apskatīta ādas virskārta, audu struktūra un šūnu kultūras [4]. Ādas *ex vivo* diagnostikā apskata histoloģiju [67]. *VivaScope* 1500 ir komerciāli pieejama ierīce, ar kuru audos var izšķirt melanocītus [4,65].

Trīsdimensiju topogrāfijas attēlveidošanā var iegūt informāciju par ādas reljefu [66]. Optiskajā profilometrijā iegūst augstas kvalitātes attēlus, bet to uzņemšanas laiks ir ļoti ilgs (līdz divām stundām) [68]. Videoskopijā var iegūt divdimensionālus attēlus ādas tekstūras analīzei [66]. Lāzerspeklu metodē izmanto speklu kontrasta īpašības, kas ir atkarīgas no virsmas raupjuma, gaismas avota un detektora [69].

Optiskajā koherences tomogrāfijā var iegūt ādas šķērsriezuma attēlus līdz divu milimetru dziļumam. Tiek mērīta divu gaismas viļņu interference – no references un no parauga atstarotās gaismas. Iekšējās struktūras ar dažādiem gaismas laušanas koeficientiem rada nobīdi fotonu lidojuma laikam, pēc kuras var noteikt atstarojošo audu dziļumu ādā. [5,70]

Izmantojot optiskās atgriezeniskās saites interferometriju, ir iespējams noteikt atšķirības starp veselu ādu un ādu ar palielinātu asinsvadu daudzumu, kas var norādīt uz ļaundabīgiem audzējiem [71,72].

Polarimetriskajā attēlveidošanā izmanto gaismas polarizācijas īpašības, atklājot audu struktūras morfoloģiskās izmaiņas, piemēram, kolagēna šķiedru orientāciju dažādos audos [73]. Tiek izmantota Stoksa un Millera attēlveidošana. Stoksa attēlveidošanā tiek apskatīti četri Stoksa polarizācijas parametri, kas pilnīgi apraksta gaismas polarizāciju. No šiem parametriem var aprēķināt polarizācijas, lineārās polarizācijas un cirkulārās polarizācijas pakāpi, lineārās polarizācijas leņķi un eliptiskumu, kas uzrāda atšķirības melanomām un nēvusiem [74–76]. Millera matricas attēlveidošanā tiek iegūta Millera matrica ar 16 elementiem, kas apraksta, kā Stoksa vektors mainās, mijiedarbojoties ar pētāmo paraugu [73]. Polarizācijas pakāpe un lineārās polarizācijas leņķis uzrāda lielas atšķirības starp nēvusiem un melanomām, jo epiderma virs melanomas ir raupjāka nekā virs nēvusiem vai veselās ādas [74,77].

Ādas vēža diagnostikai plaši izmanto mašīnmācīšanās algoritmus, analizējot digitālās dermatoskopijas, spektroskopijas, mikroskopijas un histoloģijas attēlus, digitālās fotogrāfijas [78], kā arī spektroskopisko [79], optiskās koherences tomogrāfijas [80] vai 3D skenera (ādas tekstūras) [81] informāciju. Algoritmu uzdevumi ir segmentēt veidojumus, izdalīt dermatoskopiski nozīmīgas pazīmes un klasificēt tos [82]. Biežāk lietotie algoritmi ir atbalsta vektora mašīna [80,83], k-tuvākie kaimiņi [79–81], neironu tīkli [83,84], lēmumu koki [84,85] un dziļā mācīšanās [82,86].

Ādas diagnostikā plaši lieto multispektrālo attēlošanu [66]. Tiek uzņemta dažādu spektra joslu attēlu sērija, kas sniedz informāciju par ādas struktūru līdz 2 mm dziļumam [65]. *SIAscopy* ir spektrofotometriskā intrakutānā analīzes metode. Tiek iegūti astoņi šaurjoslu spektrālie attēli, kas pēc apstrādes sniedz informāciju par kolagēna, hemoglobīna un melanīna daudzumu, kā arī melanīna sadalījumu epidermā un dermā [65]. *MoleMate* izmanto multispektrālo digitālo dermatoskopiju un datora analīzi, nosaka, vai veidojums ir labdabīgs vai jāveic papildu izmeklējumi [87]. Ar *MelaFind* tiek iegūti 10 attēli redzamajā un tuvajā infrasarkanajā spektra daļā. Pēc aprēķinātām skaitliskām vērtībām nosaka, vai veidojums ir potenciāli ļaundabīgs [65].

Citas ierīces melanomas noteikšanai: *SolarScan* (dermatoskopijas attēli, kas apstrādāti ar datoru algoritmiem) [88,89], *FotoFinder Moleanalyzer Pro* (dziļās mācīšanās algoritmi strukturālo īpašību pētījumiem) [90], *DermaScan C* un krāsu doplerogrāfiju (augstas izšķirtspējas ultraskaņa) [65,91], *Verisante Aura* (Ramana spektroskopija) [90], *MoleMaxII* (dermatoskopija) [65], *Dermagraphix* (pilna ķermeņa attēlošana) [65].

2.2.7. Ādas maketi

Ādu imitējošu maketu veidošanas pamatmērķi ir pārbaudīt modeļus un simulācijas praksē, testēt un kalibrēt instrumentus, salīdzināt rezultātus starp dažādām laboratorijām. [92]

Par ādas maketu pamatu var izmantot dažādus materiālus ar atbilstošām absorbcijas un izkliedes īpašībām. Maketu pamatvielas [92,93]:

- Šķīdrie maketi uz ūdens bāzes. Absorbē gaismu infrasarkanajā daļā, tiem var pievienot vajadzīgos hromoforus, lai imitētu vēlamos audus.
- Hidrogela bāzes maketi, piemēram, agara un želatīna. Šādos maketos var ievietot organiskās molekulas un šūnu sastāvdaļas. Tie labi imitē cilvēka audu elastības un termiskās īpašības. Agarū var izmantot kā ūdens aizstājēju audu maketos, jo tam ir gandrīz tāds pats lineārais vājinājuma koeficients. [94]
- Pieejami arī citi maketu veidi, piemēram, maketi no neviendabīga lipīdu šķīduma, poliestera un poliuretāna sveķiem, polivinilspirta želejas un *ex vivo* audu maketi, inženierēti audi, maketi, kas izgatavoti no mīklas, metāla vai tekstila u. c.

Biežāk lietotie izkliedētāji ir intralipīds, polistirola mikrosfēras, titāna dioksīds, alumīnija oksīda un bārija oksīda pulveri [92,95].

2.3. Naudas un dokumentu viltojumi

2.3.1. Naudas viltojumi un to atklāšanas metodes

Pēc Eiropas Centrālās bankas datiem, 2021. gadā no apgrozības tika izņemtas 347 000 viltotu eiro banknošu [96], 2022. gadā jau 376 000 banknošu [97]. Vismaz 15–20 miljoni EUR tiek viltoti katru gadu, un, attīstoties viltošanas tehnoloģijām, to atpazīšana kļūst sarežģītāka. Latvijā 2022. gadā tika viltotas par 26,5 % vairāk naudaszīmju nekā 2021. gadā. Visbiežāk viltotas 20 un 50 EUR banknotes. Profesionāli tiek viltotas 500 EUR naudaszīmes, tādēļ kopš 2019. gada tās vairs netiek iespiestas, bet apgrozībā esošās banknotes vēl joprojām ir derīgas. [98]

Lai pasargātu Eiropas Savienības ekonomiku un nezaudētu daudzus miljonus eiro, tiek izstrādāti dažādi banknošu drošības elementi un uzlabotas viltojumu atklāšanas ierīces. Drošības elementi, kas tiek iestrādāti eiro banknotēs ir kokvilnas papīrs, dobspiedums (var sajūst ar tausti), caurskates attēls, ūdenszīme (Eiropas portrets), aizsargjosla, hologrāfiska josla, iridiscētā josla, optiski mainīga krāsa, mikroteksts, ultravioletā gaismā luminiscējoši attēli un aizsargšķiedras [99]. Uz banknotēm atrodas kāda Eiropas Centrālās bankas bijušā vai esošā prezidenta paraksts: Vilema F. Duisenberga, Žana Kloda Trišē, Mario Dragi vai Kristīnes Lagardas (2.6. att.) [100].



2.6. attēls. Paraksti uz eiro banknotēm [100]

Banknošu atpazīšanas ierīces lieto, lai noteiktu tās autentiskumu un vērtību. Šādās ierīcēs jāņem vērā tas, ka banknote lietošanas rezultātā var tikt bojāta, piemēram, nosmērēta vai ieplēsta. Parasti redzamajā gaismā viltojumi izskatās tādi paši kā autentiskas banknotes [101]. Vispirms pārbauda, vai banknote atbilst vispārējiem parametriem, tad apskata, vai ir derīgs sērijas numurs, kas katrai banknotei ir individuāls [102]. Naudas viltojumu atklāšanas mašīnas ir vai nu ļoti precīzas, bet dārgas (naudas automāti), vai arī salīdzinoši lētas un aprīkotas ar motorīņiem, kas banknoti novirza tumšā zonā, kur veic tās analīzi ar gaismas starotājiem un sensoriem. Šādu iekārtu mehāniskās daļas ar laiku nolietojas. [101]

Soļi, lai pārbaudītu banknotes autentiskumu: uzņem banknotes fotogrāfiju (jāizmanto apgaismojums, kas ļauj izšķirt tās detaļas), attēla pirmsapstrāde (pārvērš melnbaltā attēlā, nosaka banknotes robežas, segmentē attēlu), atdala vajadzīgos elementus, klasificē banknotes un identificē valūtu, verificē tās autentiskumu [103]. Banknošu viltojumu atklāšanai un klasifikācijai izmanto neironu tīklus, Eiklīda klasifikatorus, atbalsta vektoru mašīnas, k-vidējo klasifikatoru u. c. [102].

2.3.2. Dokumentu viltojumi un to atklāšanas metodes

Papīra dokumenti, kas ir pilnīgi vai daļēji rakstīti ar roku, izmantojot tinti, piemēram, sertifikāti, testamenti, pases, aizdevuma līgumi un citi oficiāli dokumenti, ir ļoti svarīgi tiesu ekspertīzē. Tiek analizētas tajos izmantotās tintes un toneri (to avots, vai ir lietota viena tinte visā dokumentā u. c.), vilkto līniju pārklāšanās vietas, to secība un teksta vecums, kā arī lietotais papīrs. [104–108]

Vairākus tintes veidus var atšķirt atkarībā no tā krāsvielas, šķīdinātāja veida (ūdens vai organisks) un konsistences (šķidr vai pastveidīgs). Daudzas tintes satur arī papildu ķīmiskās vielas, piemēram, taukskābes, emulgatorus, mīkstinātājus un polimēru sveķus. Parasti tinšu analīzei tiek apvienotas vairākas metodes. Sākumā dokumenti tiek apskatīti ar tos nebojājošām optiskām un vizuālām metodēm, pēc tam ar destruktīvām metodēm. [109]

Oficiāli atzītā metode tinšu veida noteikšanai ir plānslāņu hromatogrāfija, tai ir izveidota plaša datubāze [110–112]. Tiek lietota arī gāzu un augstas

izšķirtspējas šķidrums hromatogrāfija [113]. Vizuālai tintes novērtēšanai var izmantot stereomikroskopu [106], UV-redzamās gaismas spektrofotometriju [112,114], luminiscences tintes spektrometriju un stereomikroskopiju [115–117]. Multi- un hiper-spektrālo attēlveidošanu var izmantot ķīmiskā sastāva noteikšanai [118,119]. Izmantojot IS spektroskopiju var noteikt tintes pamatvielu un krāsvielu sastāvu. Spekrālajām metodēm secinājumu izdarīšanai objekta spektrs tiek salīdzināts ar datubāzes spektriem vai vairāki spektri tiek salīdzināti savstarpēji, izvēloties parametrus, kuros atklājas analizējamo tinšu neatbilstības [120,121]. Tiek lietota arī ķīmiskā daudzfaktoru analīze, piemēram, galvenās komponentes analīze un lineārā diskriminanta analīze, lai pieņemtu objektīvu lēmumu par līdzību starp abiem tintes paraugiem [122].

Masspektrometrija ir viena no biežāk izmantotajām metodēm, ar to var noteikt paraugā esošos savienojumus, piemēram, polimērus, spirtus, krāsvielas u. c. Papildus var lietot dažādas statistiskās un analītiskās metodes [108,123]. Citas analīzei lietotās metodes ir Ramana spektroskopija [116], lāzera ierosināta sadalīšanās spektroskopija [2], ķīmiskā attēlveidošana [124], enerģiju izkļiedējošā rentgenstaru fluorescences [125], pilnīgas atstarošanās rentgenstaru fluorescences spektrometrija [3], spektrofluorometrija [126] u. c.

Uzlabojoties printeru pieejamībai un kvalitātei, paaugstinās viltojumu skaits. Tiek analizēti gan tintes printeri, gan lāzerprinteri [108]. Fotokopiju analīzē nosaka lietotā papīra veidu, drukai izmantoto toneri, tā uzklāšanas metodi un magnētiskās īpašības [127].

Līdzīgi kā pildspalvu tinšu analīzei, drukātajiem tekstiem izmanto spektrometriskās tehnikas, kas nebojā paraugu, piemēram, IS un Ramana spektroskopiju, kurām ir izveidotas datubāzes [128]. Var noteikt polimēru savienojumu veidus, izmantojot difūzās atstarošanās UV-redzamās gaismas spektroskopiju kopā ar analītiskām daudzfaktoru analīzes metodēm [128] vai lāzeru ierosināto sadalīšanās spektroskopiju [129]. Lāzerprinteru druku var atšķirt, izmantojot stereomikroskopiju [115].

3. METODIKAS DAĻA

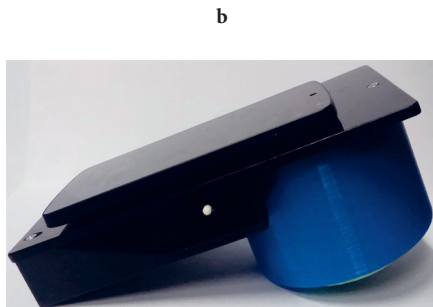
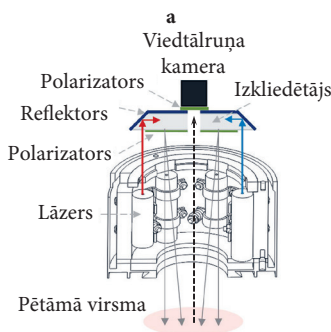
3.1. Eksperimentālās ierīces

Visa pētījuma laikā tika izveidotas un aprobētas septiņas lāzerlīniju apgaismojuma ierīces: divas triju lāzerlīniju, trīs četru lāzerlīniju un divas piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīces. Šajā nodaļā parādīti četri jaunākie prototipi. Informāciju par triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīces pirmo prototipu un iegūtajiem rezultātiem skat. rakstos P8 un K11, par četru un piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīču pirmajiem prototipiem skat. rakstos K6, K8, K9 un [30].

3.1.1. Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīce

Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīce tika izstrādāta Atomfizikas un spektroskopijas institūtā [130]. Tās oriģinālais izmantojums ir ādas hromoforu kartēšana, tādēļ apgaismojumam ir izvēlēti lāzeri ar viļņa garumiem, kuri vislabāk ataino pētāmo hromoforu absorbcijas spektru dažādību: 448 nm, 532 nm un 659 nm.

3.1. (a) attēlā ir redzama optisko staru gaita ierīcē un (b) tās izskats. Pa apli ir izvietoti seši lāzeru moduļi, divi no katra viļņu garuma veida. Lāzera stari tiek vērsti augšup uz atstarojošo disku (reflektoru), atstarojas no organiskā stikla diska koniskās malas, kas veido 45 grādu leņķi ar optisko asi, un tiek novirzīti uz diska centru. Tad tie tiek izkļiedēti virzienā uz leju gredzenveida izkļiedētājā, kas ir izgatavots no organiskā pienstikla. Atstarojošais elements no augšpuses ir pārklāts ar alumīnija kārtiņu. Starojums caur pirmo polarizatoru tiek novirzīts uz pētāmo virsmu. Pētījuma objekta attēlu uztver viedtālruni kamera, kurai priekšā atrodas otrs polarizators, kas vērstas perpendikulārā virzienā pirmajam, lai nepieļautu no virsmas atstarotās gaismas reģistrāciju.



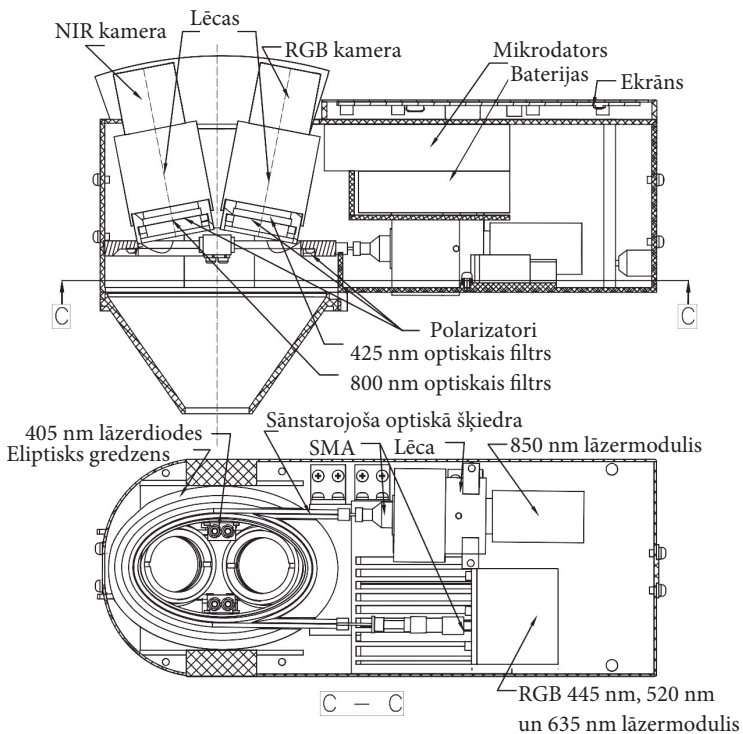
3.1. attēls. Optisko staru gaita triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīcē (a), ierīces ārējais izskats komplektā ar viedtālruni (b) [P1, K6, K7, K8, K9]

Rezultāti un mērījumi, kas veikti ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci publicēti rakstos P1, P2, P7, K2, K5, K6, K7, K8, K9, K10.

3.1.2. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar divām kamerām

Ierīces konstrukcija un ārējais izskats redzams 3.2. attēlā. Abas kameras ir vērstas virzienā uz apaļu mērķi, kura diametrs ir 30 mm. RGB lāzermodulis (450 nm, 523 nm un 638 nm) un 850 nm lāzermodulis tiek ievadīti katrs no sava gala eliptiski satītā sānstarojošā šķiedrā. Šādā veidā izpētes objekts tiek vienmērīgi apgaismots ar četru dažādu viļņa garumu spektrālām līnijām [R2].

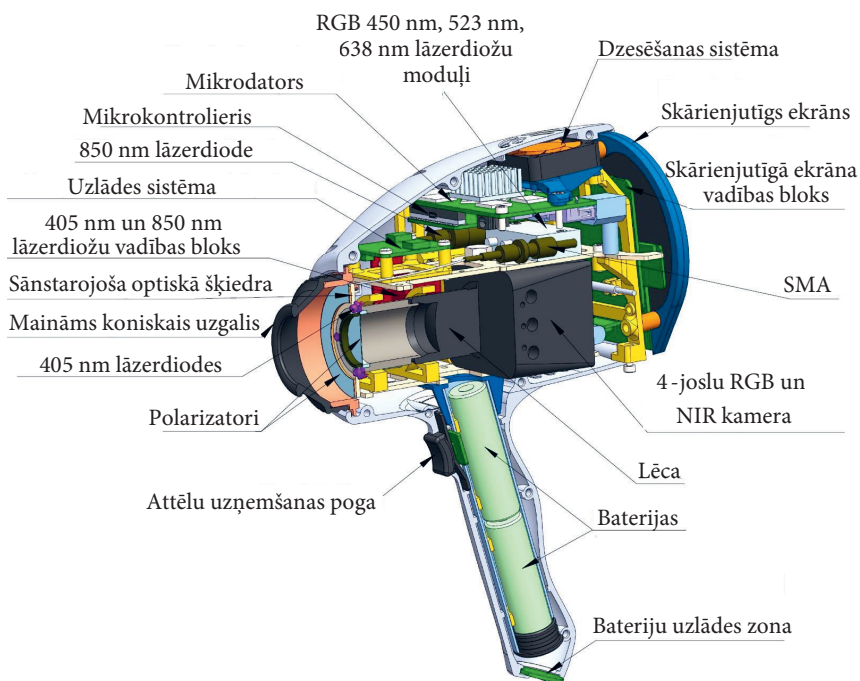
Mērījuma laikā tiek ieslēgtas abas kameras un ierīce tiek novietota uz pētāmā objekta. Tiek uzņemts viens vai vairāki attēli atkarībā no izvēlēta darbības režīma. Visus attēlus pēc mērījumu veikšanas var apskatīt ierīces ekrānā, kā arī pārsūtīt uz ārējo datoru attēlu tālākai apstrādei. Izmantojot skārienjutīgo ekrānu, var veikt pierakstus par katru mērījumu individuāli, piemēram, pievienot informāciju par pacientiem, ja tiek mērīti ādas veidojumi.



3.2. attēls. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīces ar divām kamerām konstrukcija [P5, K3]

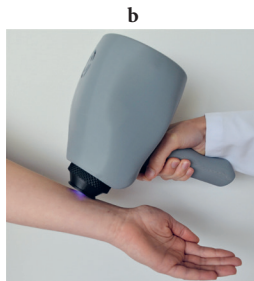
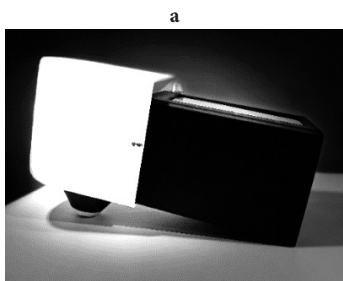
3.1.3. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar vienu kameru

Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīces ar vienu kameru konstrukcija ir parādīta 3.3. attēlā. Galvenā atšķirība no 3.1.2. apakšnodaļā aprakstītās ierīces ir tas, ka attēlu uzņemšanai tiek izmantota četru joslu RGB un tuvā infrasarkanā starojuma spektra kamera, nevis divas kameras. Ierīcē tiek izmantoti divi lāzermoduļi: RGB, kas vienlaikus izstaro trīs spektrālās līnijas (450 nm, 523 nm un 638 nm), un 850 nm lāzermodulis. Abi lāzermoduļi ar SMA galiem ir savienoti spirālveida sánstarojošā optiskā šķiedrā ar 400 mikronu silīcija dioksīda kodolu, kas nodrošina pētāmā objekta vienmērīgu apgaismojumu [R2]. Starotāja priekšā ir novietots redzamās un tuvās infrasarkanās gaismas polarizators. Ierīcei ir maināmi apaļi uzgaļi ar mikstu galu, kas no iekšpuses ir pārklāti ar melna plēvi, lai izvairītos no nevēlamas iekšējas atstarošanās. Kameras priekšā novietots otrs ortogonāli orientēts redzamās un tuvās infrasarkanās gaismas polarizators. Attēli tiek saglabāti mikrodatorā un ar Wi-Fi palīdzību pārsūtīti uz ārējo datoru tālākai apstrādei.



3.3. attēls. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīces ar vienu kameru konstrukcija [P6]

Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīču ārējos izskatus var redzēt 3.4. attēlā.

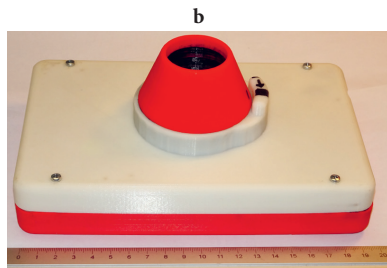
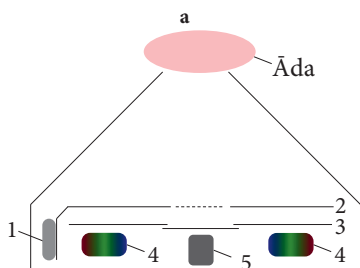


3.4. attēls. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīces vizuālais izskats ar divām kamerām (a) un ar vienu kameru (b) [P6, K3]

3.1.4. Piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīce

Testa režīmā tika izveidota arī piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar piecu dažādu viļņa garumu lāzerdiodēm: 405 nm, 450 nm, 525 nm, 656 nm un 850 nm (3.5. att.). Lāzerspeklu noņemšanai izmantota ASI patentēta tehnoloģija [131], kuras pamatā ir vibrējoša skaļruņa membrāna (400 Hz). Vienmērīgākam apgaismojumam izmantots difuzors. Lai izvairītos no tieši atstarotās gaismas, tiek lietoti divi krusteniski vērsti polarizatori. Lai nodrošinātu vienmērīgu objekta apgaismojumu katram viļņa garumam tiek izmantotas četras lāzerdiodes, kas ierīcē ir izkārtotas pa apli ar kameru centrā. Precīzai nomērķēšanai uz objektu ierīcē ir iestrādātas baltās gaismas diodes. Attēlu uzņemšanai tiek izmantota kamera, kas uztver gaismu redzamajā un infrasarkanajā spektra diapazonā. Attēlus var apskatīt skārienjutīgā ekrānā.

Mērījuma sākumā tiek ieslēgtas baltās gaismas diodes, kas automātiski izslēdzas pirms mērījuma veikšanas. Mērījuma brīdī tiek uzņemti divi secīgi attēli: pirmais attēls tiek uzņemts 450 nm, 525 nm un 849 nm viļņa garuma lāzerdiožu apgaismojumā, otrais – 405 nm un 656 nm.



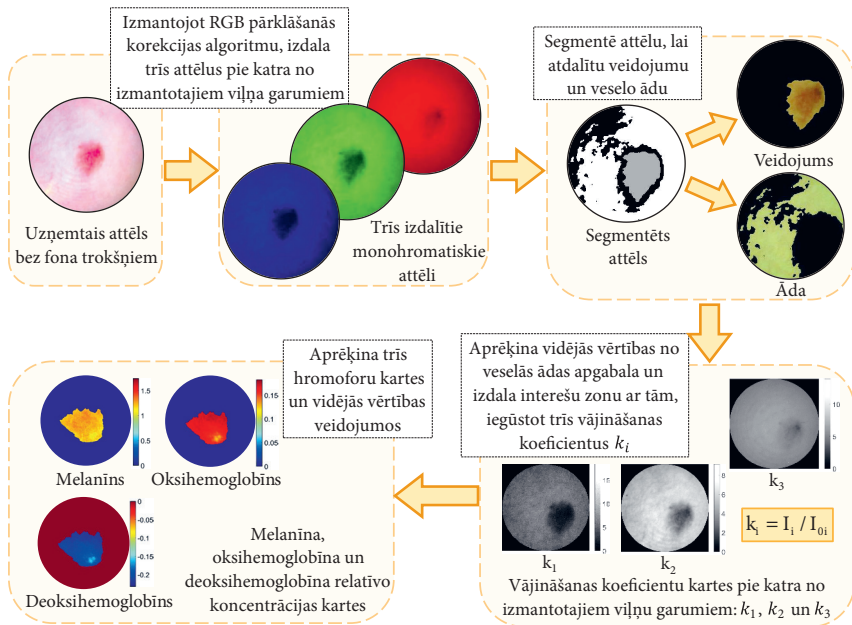
3.5. attēls. Piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīces optiskās sistēmas shēma (a): skaļrunis (1), difuzors (2), krusteniski novietoti polarizatori (3), piecu viļņu garumu lāzeru diožu apgaismojuma gredzens un baltās LED (4), kamera (5); un ierīces izskats (b) [K8]

3.2. Spektrālīniju attēlu apstrāde

3.2.1. Attēlu apstrāde hromoforu koncentrācijas aprēķināšanai

Attēlu apstrāde ir līdzīga visām izmantotajām ierīcēm. Šeit apskatīsim gadījumu, kad tiek lietota triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīce.

Attēlu apstrādes shēma ir redzama 3.6. attēlā. Mērījuma laikā tiek uzņemts viens attēls, kad visi trīs lāzери ir ieslēgti vienlaikus. Pēc tam šis viens attēls tiek sadalīts trīs attēlos pie katra no apgaismojumā lietotajiem viļņu garumiem, izmantojot RGB pārklāšanās korekcijas algoritmu (skat. 3.2.2. apakšnod.). Tālāk notiek attēlu segmentācija, lai atdalītu veselo ādu no ādas veidojuma. No segmentētās veselās ādas aprēķina vidējās vērtības pie katra no izmantotajiem viļņu garumiem (I_0), šīs vērtības atspoguļo ādas pamata vērtības – references vērtības, kad ādā nav papildu absorbcijas kā tas ir ādas veidojumos. Pēc tam spektrālie attēli (I) tiek dalīti ar references vērtībām, iegūstot trīs vājinājuma koeficientu kartes ($k(\lambda) = I / I_0$). Šie koeficienti tiek izmantoti hromoforu karšu aprēķinos.



3.6. attēls. Attēlu apstrādes shēma hromoforu karšu aprēķiniem [P1]

3.2.2. RGB pārklāšanās (crosstalk) korekcijas aprēķini

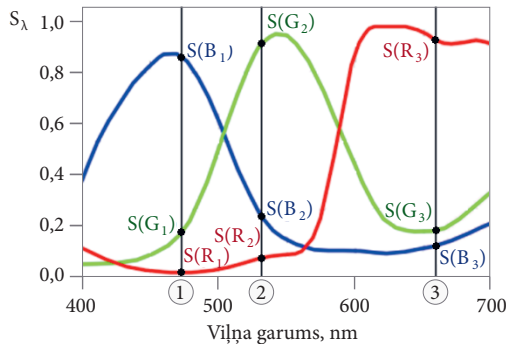
Lai analizētu kāda objekta absorbcijas īpašības, ir svarīgi zināt spektrālo vājinājuma koeficientu k :

$$k = \frac{I}{I_0} \quad (3.1.)$$

kur I_0 ir krītošās gaismas intensitāte un I ir atstarotās gaismas intensitāte pie fiksēta viļņa garuma.

Gaismas intensitāti var noteikt, izmantojot RGB krāsu sensoru, kas to reģistrē trīs kanālos: sarkanajā (R), zaļajā (G) un zilajā (B). Lai aprēķinātu vājinājuma koeficientu trīs apgaismojumam izmantotajām spektrālīnijām, pietiek uzņemt divus attēlus: vienu references attēlu un otru attēlu ar objektu un izmantot RGB pārklāšanās (*crosstalk*) korekcijas algoritmu [26].

No kameras matricas spektrālo jutības likņu grafika nosaka katra apgaismojumam izmantotā viļņa garuma spektrālās jutības vērtības katrā uztverošajā kanālā: $S(B_1)$, $S(G_1)$, $S(R_1)$, $S(B_2)$, $S(G_2)$, $S(R_2)$, $S(B_3)$, $S(G_3)$ un $S(R_3)$ (3.7. att.). Šeit ar skaitļiem 1, 2, un 3 ir apzīmēti trīs dažādi viļņa garumi, kas atbilst apgaismojumam izmantotajām spektrālajām līnijām, bet ar simboliem R, G un B ir apzīmēti trīs kameras uztveršanas kanāli. Ja nav pieejams kameras matricas spektrālo jutības likņu grafiks, šo datu noteikšanai var izmantot fotokameras relatīvās spektrālās jutības noteikšanas metodi pie izvēlētiem viļņu garumiem (skat. reģistrēto izgudrojumu R1).



3.7. attēls. Kameras matricas relatīvās jutības līknes ar atzīmētiem trīs viļņu garumiem (1, 2 un 3) un spektrālajām jutības vērtībām katrā kanālā katram viļņa garumam – $S(B_1)$, $S(G_1)$, $S(R_1)$, $S(B_2)$, $S(G_2)$, $S(R_2)$, $S(B_3)$, $S(G_3)$ un $S(R_3)$ [30]

Ja visiem apgaismojumam izmantotajiem gaismas avotiem ir vienāda intensitāte, to spektrālo jutību vērtību attiecības ir konstantas, un tās var izteikt kā $S_{Rij} = \frac{S(R_i)}{S(R_j)}$, kur i un j ir viļņa garumi (šeit un turpmāk

vienādojumi tiek aprakstīti R kanālam, bet tās pašas sakarības izpildās arī G un B kanāliem).

Trīs dažādu spektrālīniju gadījumā kameras katra kanāla vērtība ir summa no katras spektrālīnijas atsevišķi dotās vērtības: $R = \sum_{i=1}^3 R_i$, kur i ir viļņa garums.

Ja visiem gaismas avotiem ir vienāda intensitāte un tiek apgaismota balta reference, ir spēkā vienādības:

$$R_i = \frac{R}{1 + \frac{1}{S_{RIj}} + \frac{1}{S_{RIk}}} \quad (3.2.)$$

kur i, j un k ir viļņa garumi.

Ja tiek apgaismots kāds objekts, nevis baltā reference, dažādu gaismas avotu atstarotā gaisma var tikt vājināta mazāk vai vairāk atkarībā no spektrālīnijas viļņa garuma. Šajā gadījumā kameras uztvertās vērtības katrā kanālā var izteikt kā: $R = \sum_{i=1}^3 k_i \cdot R_i$, kur k_i ir spektrālais vājinājuma koeficients viļņa garumam i .

Zinot katra kanāla vērtības no baltās references mērījumiem, var sastādīt lineāru vienādojumu sistēmu ar trīs nezināmajiem vājinājuma koeficientiem. Formulu izvedumus skat. disertācijā.

Līdzīgā veidā var aprēķināt četrus / piecus vājinājuma koeficientus, ja objekts tiek attiecīgi apgaismots ar četrām / piecām dažādu viļņa garumu spektrālīnijām un attēls tiek uzņemts, izmantojot četru / piecu kanālu kameru.

3.2.3. Hromoforu karšu aprēķināšana

Hromoforu karšu aprēķiniem tika izmantots pārveidots Bēra-Lamberta likums. Atkarībā no tā, cik spektrālīnijas tika izmantotas apgaismojumam, tik dažādas hromoforu koncentrācijas vērtības var aprēķināt katram mērījumam. Šeit parādītas četras aprēķinos izmantotās variācijas.

Pirmais modelis. Tiek pieņemts, ka gaismu ādā absorbē tikai melanīns, oksihemoglobīns un deoksihemoglobīns. Gaismas izkliede ādā netiek apskatīta tiešā veidā, jo tiek salīdzināta difūzi atstarotā gaisma no veselās ādas un ādas veidojuma, un tiek pieņemts, ka gaismas izkliedes īpašības ādā un veidojumā ir vienādas.

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) + c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda) = \frac{\ln(I_0(\lambda)/I(\lambda))}{2,303 \cdot l(\lambda)} \quad (3.3)$$

kur Mel – melanīns, Oks – oksihemoglobīns, $Deoks$ – deoksihemoglobīns, ε – ekstinkcijas koeficients, c – hromoforu koncentrācija, I_0 – no veselās ādas atstarotās gaismas intensitāte, I – no ādas veidojuma atstarotās gaismas intensitāte, l – fotonu vidējais noietais ceļa garums ādā.

Otrais modelis. Tiek ieviests papildu mainīgais – zudumu koeficients (z), kas raksturo gaismas absorbciju citu hromoforu dēļ. Tiek ņemts vērā arī tas, ka dažādu viļņa garumu gaisma iespiežas dažādos dziļumos ādas slāņos. Gaismas

iespiešanās dziļums ādā tiek sadalīts divās daļās – daļa gaismas tiek absorbēta epidermā (melanīns), un daļa gaismas tiek absorbēta dermā (oksihemoglobīns un deoksihemoglobīns).

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) \cdot e_d(\lambda) + (c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda)) \cdot (1 - e_d(\lambda)) + z(\lambda) = \frac{\ln(I_0(\lambda)/I(\lambda))}{2,303 \cdot l(\lambda)} \quad (3.4.)$$

kur $z = 0,01 \cdot (1 - k)$ ir zudumu koeficients, $k = I/I_0$, e_d ir tā gaismas daļa, kas tiek absorbēta tikai epidermā, $e_d \in [0,1]$.

Trešais modelis. Absorbcijas koeficients tiek nomainīts pret efektīvo vājinājuma koeficientu $\mu_{ef} = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}$.

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) \cdot \sqrt{1 + \frac{\mu'_{s1}(\lambda)}{\mu_{a1}(\lambda)}} \cdot l_1(\lambda) + (c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda)) \cdot \sqrt{1 + \frac{\mu'_{s2}(\lambda)}{\mu_{a2}(\lambda)}} \cdot l_2(\lambda) = \frac{\ln(I_0(\lambda)/I(\lambda))}{\sqrt{3} \cdot 2,303} \quad (3.5.)$$

kur μ'_s ir reducētais izkliedes koeficients, μ_a ir absorbcijas koeficients.

Ceturtais modelis. Āda tiek modelēta piecos slāņos: epidermā, papildārajā dermā, virspusējā asinsvadu tīklā, retikulārajā dermā, dziļajā asinsvadu tīklā. Tiek ņemta vērā arī gaismas starpslāņu atstarošana.

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) \cdot \sqrt{1 + \frac{\mu'_{s1}(\lambda)}{\mu_{a1}(\lambda)}} \cdot l_1(\lambda) + (c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda)) \cdot B(\lambda) = \frac{\ln(I_0(\lambda)/I(\lambda) \cdot Nn)}{\sqrt{3} \cdot 4,606} \quad (3.6.)$$

kur $B(\lambda) = \sum_{n=2}^5 \sqrt{1 + \frac{\mu'_{sn}(\lambda)}{\mu_{an}(\lambda)}} \cdot l_n(\lambda)$, Nn ir starpslāņu atstarošanās koeficients.

Izmantojot četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīci, ir iespējams aprēķināt relatīvo koncentrāciju četrām dažādām hromoforām: melanīnam, oksihemoglobīnam, deoksihemoglobīnam un bilirubīnam (*Bil*), zemādas taukiem (*Lip*) vai beta-karotīnam.

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) + c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda) + c_{Bil} \cdot \varepsilon_{Bil}(\lambda) = \frac{\ln(I_0(\lambda)/I(\lambda))}{2,303 \cdot l(\lambda)} \quad (3.7.)$$

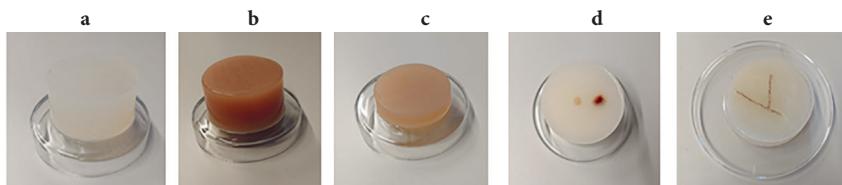
Piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīcē tiek izmantoti 5 lāzeri, tāpēc var noskaidrot piecu dažādu hromoforu koncentrāciju:

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) + c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda) + c_{Bil} \cdot \varepsilon_{Bil}(\lambda) + c_{Lip} \cdot \varepsilon_{Lip}(\lambda) = \frac{\ln(I_0(\lambda)/I(\lambda))}{2,303 \cdot l(\lambda)} \quad (3.8.)$$

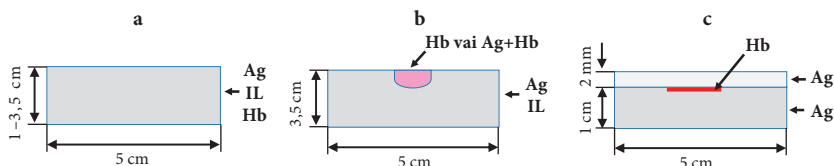
Iepriekš aprakstītie vienādojumi ir spēkā katram mērījumā izmantotajam viļņa garumam, tātad, piemēram, trīs viļņa garumu gadījumā tiek iegūta trīs vienādojumu sistēma ar trīs nezināmajām vērtībām – trīs hromoforu koncentrāciju. Gaismas intensitātes vērtības no veselās ādas un no ādas veidojuma tiek nolasītas no mērījuma attēliem. Vidējam fotona ceļa garumam ādā tiek lietotas Monte Karlo simulācijā aprēķinātās vērtības vai vērtības, kas noteiktas no fotona lidojuma laika ādā mērījumiem (skat. 2.2.5. apakšnod.).

3.3. Ādas maketu izgatavošana

Ādas maketi tika izveidoti no agara, intralipīda, liofilizēta cilvēka hemoglobīna pulvera un ūdens. Agara hidrogels tika izveidots, sajaucot agara pūderi ar krāna ūdeni un to karsējot. Intralipīds tika pievienots šķīdumam, lai atveidotu izkliedes īpašības, hemoglobīns – absorbcijas īpašības. Tika izveidoti 0,9 līdz 3,3 cm augsti un 5 cm diametrā plati viena slāņa ādas maketi ar dažādu hemoglobīna koncentrāciju (3.8. (a-c) att.). Asinsvadu veidojumi tika atdarināti, maketā pievienojot dažus pilienus hemoglobīna (3.8. (d) att.). Asinsvadi tika atdarināti divslāņu modeļi: 1 cm biezā slānī tika izgredti kanāli hemoglobīna ūdens šķīdumam, augšējā slāņa biezums – 2 mm (3.8. (e) att.). Maketu shematiski attēli parādīti 3.9. attēlā.



3.8. attēls. Agara makets (a), makets ar 3 % hemoglobīna un 1 % intralipīda (b), makets ar 1 % hemoglobīna (c), makets ar atveidotu asinsvadu veidojumu (d), divu slāņu makets ar atveidotu asinsvadu (e) [K4]



3.9. attēls. Trīs ādas maketu veidi: viena slāņa homogēni maketi ar dažādu intralipīda un hemoglobīna koncentrāciju (a), maketi ar imitētiem asinsvadu veidojumiem (b) un divu slāņu makets ar imitētu asinsvadu (c), Ag – agars, IL – intralipīds, Hb – hemoglobīns

Lai salīdzinātu spektrālo joslu un spektrālo līniju apgaismojuma rezultātu precizitāti, mērījumi tika veikti ar triju lāzertlīniju apgaismojuma ierīci un spektrālo joslu ierīci, kas principiāli ir tāda pati, tikai lāzeru vietā apgaismojumam izmantots LED gredzens (spektra maksimumi – 460 nm, 535 nm un 663 nm) [P2]. Mērījumi tika veikti gan caurstarotajā, gan difūzi atstarotajā gaismā.

Hemoglobīna koncentrācijas un ekstinkcijas koeficienta aprēķināšanai tika izmantotas šādas formulas:

$$c = \frac{\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)}{l \cdot \varepsilon \cdot 2,303} \quad (3.9)$$

$$\varepsilon = \frac{\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)}{l \cdot c \cdot 2,303} \quad (3.10)$$

kur I_0 ir iegūtā signāla intensitāte no ādas maketa, kas izveidots no agara un intralipīda (bez hemoglobīna).

3.4. Naudas un dokumentu viltojumu paraugi

3.4.1. Naudas viltojumu paraugi

Sadarbībā ar Latvijas Banku tika analizētas viltotas eiro banknotes, kuras bija izņemtas no apgrozības. Tika analizētas deviņas autentiskas un 20 viltotas 20 EUR banknotes, 18 autentiskas un 11 viltotas 50 EUR banknotes un divas autentiskas un četras viltotas 500 EUR banknotes. Mērījumiem izmantota triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīce.

Sākumā tiek uzņemts viens momentuzņēmums ar autentisko banknoti un viens ar pārbaudāmo banknoti. Iegūtie attēli tiek salāgoti pēc izmēra un spilgtuma un sadalīti trīs spektrālīniju attēlos pie katra no apgaismojumam izmantotajiem viļņu garumiem, izmantojot RGB pārklāšanās korekcijas algoritmu. No attēliem tiek izvēlēti zīmīgie objekti un salīdzināta pārbaudāmās banknotes objekta pikseļu vērtības atbilstība autentiskās banknotes vērtībām, gan tiešās vērtības, gan dažādas to sakarības. Tiek pieņemts lēmums, vai pārbaudāmā banknote ir autentiska vai viltota. Pilns metodes apraksts publicēts patentā R3.

Šajā darbā tika analizēti potenciālie eiro banknošu apgabali, kurus varētu izmantot iepriekš aprakstītās autentiskuma verificēšanas metodes realizēšanai.

3.4.2. Viltotu dokumentu paraugi

COST akcijā CA16101 "Multi-modāla attēlveidošana kriminālistikas zinātnes pierādījumiem" tika pētīti dokumentu viltojumi. Portugāles policijas kriminālistikas laboratorijā tika izveidoti potenciāli viltoti dokumenti trīs lapu apjomā. Vienādi paraugi tika sūtīti uz 17 laboratorijām 16 dažādās valstīs.

Pētījumā tika simulēts aizdomīgs dokuments par tišu manipulāciju ar nekustamā īpašuma nomas līgumu. Mērķis bija noteikt, kāda drukas tehnika tika izmantota dokumentos, vai visu lapu apdrukai tika izmantots viens printeris, vai visas lapas ir no tā paša papīra, vai tās visas sākumā bija saskavotas kopā, vai parakstiem izmantotas tās pašas tintes pildspalvas, vai visas lapas ir drukātas un parakstītas vienā laikā.

Drukātais teksts tika veidots monohromatiskā elektrofotografiskā procesā (izmantojot lāzerprinteri). Otrā lapa tika drukāta, izmantojot citu printeri uz cita veida papīra salīdzinājumā ar pirmo un trešo lapu. Uz pirmās un trešās lapas bija papildu saspraudes pēdas, kas nebija novērojamas uz otrās lapas. Ar pildspalvu rakstītajiem tekstiem otrajā lapā tika izmantota cita tinte nekā pirmajā un trešajā lapā. Paraksti uz otrās lapas tika izdarīti piecas dienas vēlāk nekā uz pirmās un trešās lapas.

4. REZULTĀTI

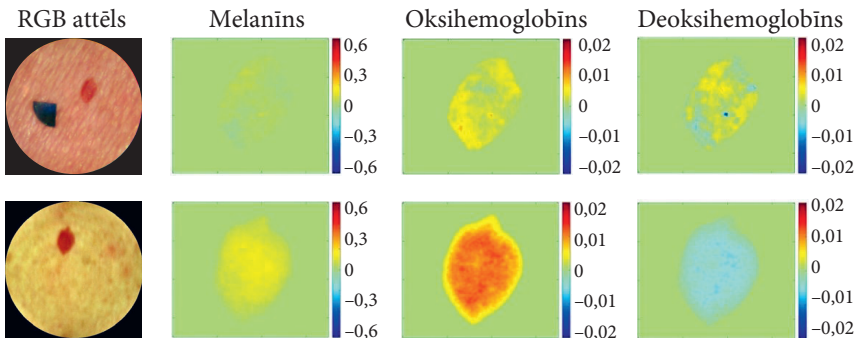
4.1. Ādas jaunveidojumu diagnostiskā attēlošana

Visi klīniskie mērījumi notika saskaņā ar ētikas atļauju dermatoloģes Annas Bērziņas pārraudzībā. Mērījumi tika veikti gan Lāzerplastikas klīnikā Baznīcas ielā 31, gan LU Zinātņu mājā Jelgavas ielā 3.

4.1.1. Spektrālo līniju un spektrālo joslu mērījumu salīdzinājums

Šajā apakšnodaļā tiek salīdzināti rezultāti, kas iegūti ar spektrālo joslu ierīci, kurā apgaismojumam tiek izmantoti LED ar spektra maksimumiem pie 460 nm, 535 nm un 663 nm, un ar spektrālo līniju ierīci – triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci, kas aprakstīta 3.1.1. apakšnodaļā. Tika analizēti 105 dažādi veidojumi: pigmentēti veidojumi (19 robežnēvusi, 23 dermālie nēvusi, 19 kombinētie nēvusi), asinsvadu veidojumi (21 hemangioma), kā arī 23 seborejas keratozes.

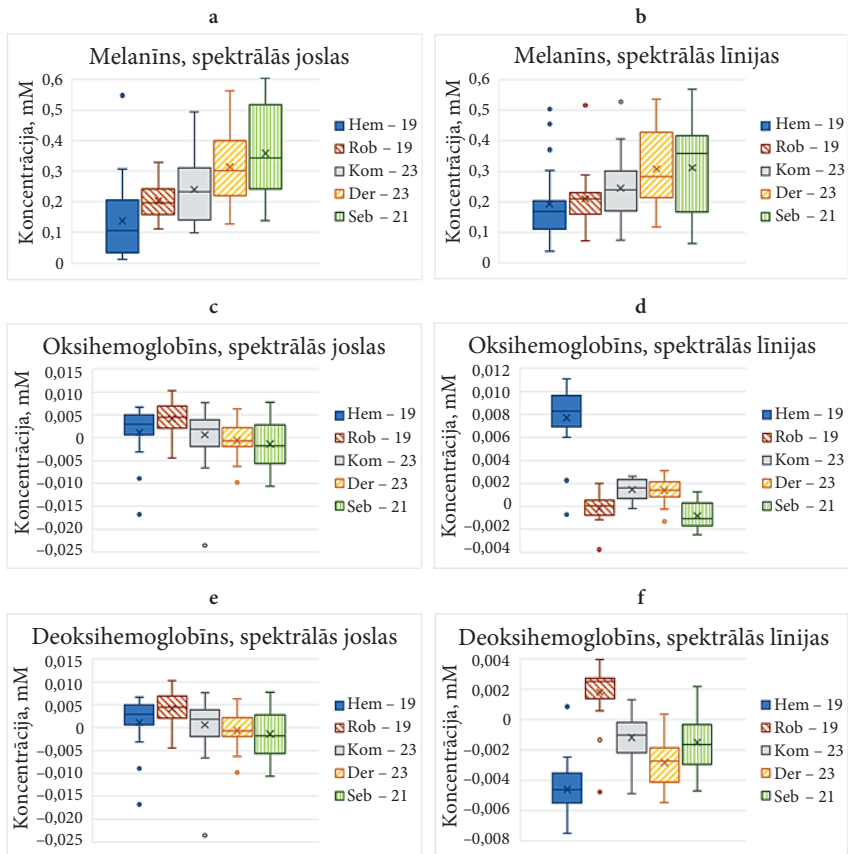
4.1. attēlā ir parādīti hemangiomas RGB attēlu piemēri, kas iegūti ar spektrālo joslu ierīci un triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci, kā arī segmentētas hromoforu kartes. Hromoforu koncentrācijas karšu relatīvās vērtības aprēķinātas milimolos. Apkārtesošās veselās ādas hromoforu vērtība ir nulle, jo tiek mērītas hromoforu koncentrāciju izmaiņas veidojumos. Hemangiomai novērojama paaugstināta oksihemoglobīna un samazināta deoksihemoglobīna koncentrācija. Izteiktākas izmaiņas novērojamas ar spektrālo līniju ierīci.



4.1. attēls. Hemangiomas RGB attēli un aprēķinātās hromoforu koncentrāciju izmaiņu kartes, kas iegūtas, izmantojot spektrālo joslu ierīci (augšējā rinda) un spektrālo līniju ierīci (apakšējā rinda). Skalas vērtības milimolos (*mM*) [P2]

4.2. attēlā redzamas melanīna, oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna relatīvās koncentrācijas vērtības, kas iegūtas mērījumu apgaismojumam izmantojot spektrālo joslu ierīci (4.2. (a), (c), (e) att.) un spektrālo līniju ierīci

(4.2. (b), (d), (f) att.). Negatīvās oksi- un deoksihemoglobīna vērtības norāda, ka veidojumā ir mazāk konkrētās hromoforas kā apkārtesošajā veselajā ādā.



4.2. attēls. Salīdzinājums starp melanīna (a, b), oksihemoglobīna (c, d) un deoksihemoglobīna (e, f) relatīvo koncentrāciju hemangiomās (*Hem*), robežnēvosos (*Rob*), kombinētajos nēvosos (*Kom*), dermālajos nēvosos (*Der*) un seborejas keratozēs (*Seb*), kas aprēķinātas, izmantojot spektrālo joslu ierīci (a, c, e) un spektrālo līniju ierīci (b, d, f). Taisnstūri grafikos apraksta 25 % - 75 % vērtības, vertikālās līnijas – standartnovirzes, krustiņš – vidējās vērtības, horizontālās līnijas – mediānu vērtības, aplīši – izņēmumi [P2]

Visi veidojumi uzrādīja pozitīvas (paaugstinātas) melanīna vērtības, izmantojot abus apgaismojuma veidus. Hemangiomas uzrāda vismazāko melanīna palielinājumu, un tās var labi atšķirt no dermālajiem nēvusiem.

Spektrālo līniju mērījumos hemangiomas uzrāda augstākas oksihemoglobīna vērtības nekā citi veidojumi. Savukārt seborejas keratozes uzrāda pazeminātas vērtības. Robežnēvus var izšķirt no kombinētajiem un dermālajiem nēvusiem. Spektrālo joslu mērījumos visiem veidojumiem relatīvās oksihemoglobīna vērtības pārklājas. Robežnēvusi uzrāda visaugstākās vērtības.

Spektrālo līniju mērījumos pēc deoksihemoglobīna relatīvās koncentrācijas grafikiem labi var izšķirt robežnēvus. Pārsvārā visi veidojumi atklāj samazinātu deoksihemoglobīna koncentrāciju salīdzinājumā ar veselo ādu. Spektrālo joslu mērījumos vidējās deoksihemoglobīna vērtības ir daudz tuvākas starp dažādām veidojumu grupām.

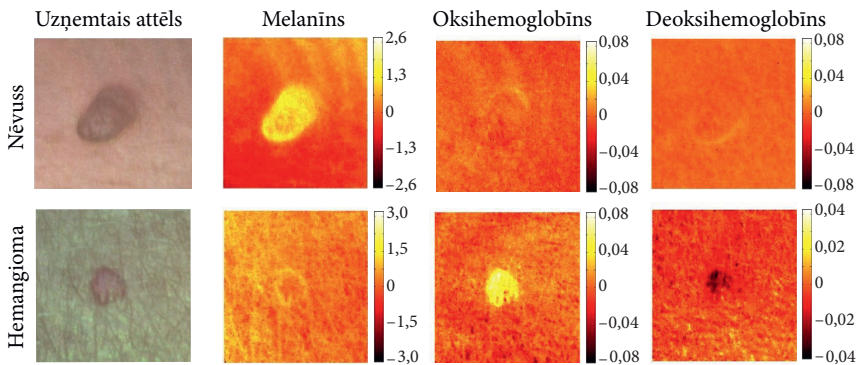
Iegūtie rezultāti, izmantojot spektrālo līniju ierīci, uzrādīja lielāku potenciālu klasificēt asinsvadu veidojumus no pigmentētiem veidojumiem salīdzinājumā ar spektrālo joslu ierīci.

Šajā apakšnodaļā prezentētais pētījums ir publicēts rakstā P2.

4.1.2. Veidojumu diagnostika, izmantojot hromoforu kartes

Šajā apakšnodaļā apskatītas iegūtās hromoforu kartes ar triju, četru un piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīcēm.

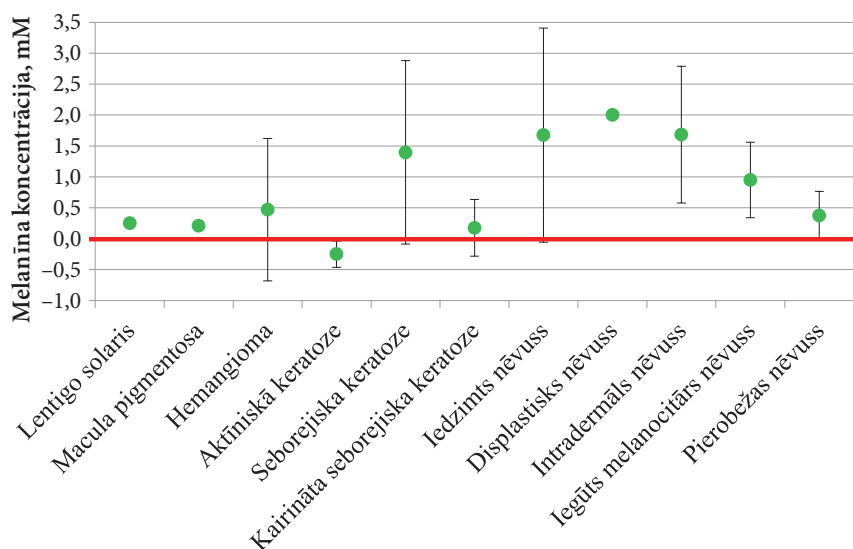
Pirmajā mērījumu sērijā ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci tika apskatīti 96 dažādi ādas veidojumi: 58 nēvusi, 23 seborejas keratozes, 10 hemangiomas, divas aktīniskās keratozes, divi *lentigo solaris*, viena *macula pigmentosa*. 4.3. attēlā parādīti divi tipiskie piemēri. Hemangioma uzrāda paaugstinātu oksihemoglobīna koncentrāciju un praktiski nekādas izmaiņas melanīna koncentrācijas kartē. Savukārt nēvusā novērojams melanīna pieaugums un salīdzināmas ar veselo ādu hemoglobīna koncentrācijas vērtības.



4.3. attēls. Ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci uzņemtie jaunveidojumu attēli un atbilstošās hromoforu relatīvās koncentrācijas kartes attiecībā pret veselo ādu, mM [P7, K9]

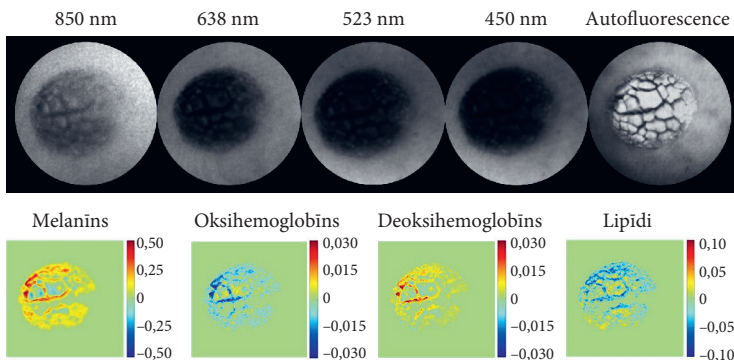
4.4. attēlā parādītas vidējās melanīna koncentrācijas vērtības apskatītajām veidojumu grupām. Nēvusiem un seborejas keratozēm novērojama palielināta melanīna koncentrācija salīdzinājumā ar blakus esošo veselo ādu. Savukārt hemangiomām un aktīniskajām keratozēm melanīna koncentrācija tik ievērojami neatšķiras. *Lentigo solaris* un *macula pigmentosa* ir gaiši brīni ādas veidojumi ar nedaudz lielāku melanīna koncentrāciju. Palielinātas oksihemoglobīna koncentrācijas vērtības uzrādīja gan hemangiomas, gan aktīniskās keratozes. Vidējo oksi- un deoksihemoglobīna koncentrāciju vērtību sadalījuma grafiku skat. disertācijā 3.1.2. apakšnodaļas 3.6. un 3.7. attēlu.

Otrajā mērījumu sērijā tika apskatīti 255 dažādi veidojumi (skat. disertācijā 2.2.1. apakšnod. 2.1. tab.).



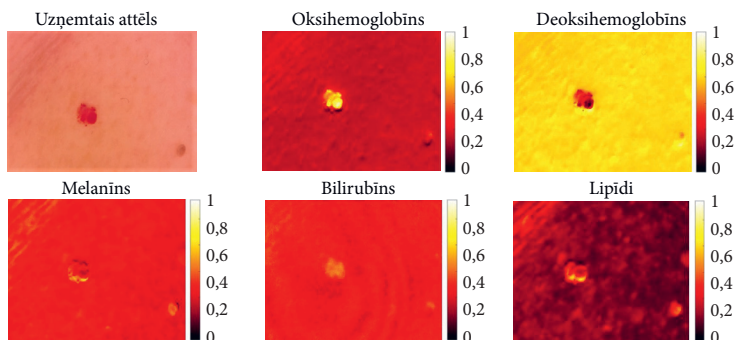
4.4. attēls. Vidējā melanīna koncentrācija dažādiem ādas veidojumiem. Ar sarkano līniju atzīmēts veselās ādas jeb nulles līmenis [30]

4.5. attēlā parādīts piemērs iegūtajiem rezultātiem ar vienas kameras četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīci seborejas keratozei. Ar šo ierīci kopā tika uzņemti 117 dažādi ādas jaunveidojumi (skat. disertācijas 2.2.1. apakšnod. 2.1. tab.). Apskatītā seborejas keratoze ir ar izteikti paaugstinātu trīsdimensionālu struktūru, tāpēc labi novērojama 850 nm apgaismojumā. Nevienā no četrām apskatītajām hromoforu kartēm neparādās izteikti paaugstinātas vai pazeminātas vērtības. Seborejas keratozes bieži tiek jauktas ar melanomām, tādēļ tiek izmantoti autofluorescences attēli. Tajos seborejas keratozes parādās kā ļoti gaiši veidojumi.



4.5. attēls. Ar četrus lāzerlīniju apgaismojuma ierīci uzņemtie seborejas keratozes spektrālīniju un autofluorescences attēli, kā arī četras aprēķinātās hromoforu kartes. Skalas vērtības melanīnam un hemoglobīniem ir mM, lipīdiem ir M [P6]

Pētījumā ar piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīci tika analizēti 33 dažādi lab-dabīgi ādas veidojumi: hemangiomas, nēvusi un seborejas keratozes. Hromoforu karšu piemērs hemangiomai parādīts 4.6. attēlā. Aprēķinātās hromoforas ir melanīns,oksi- un deoksihemoglobīns, bilirubīns un lipīdi. Izteiktas izmaiņas novērojamas oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna kartēs – oksihemoglobīna koncentrācija ir daudz lielāka nekā blakus esošajā veselajā ādā, savukārt deoksihemoglobīna koncentrācija ir ievērojami zemāka. Bilirubīna un lipīdu kartēs izteiktas izmaiņas nav novērojamas. Pēc hemangiomas anatomijas datiem paaugstinātās bilirubīna un lipīdu koncentrāciju vērtības tiešām nav sagaidāmas.



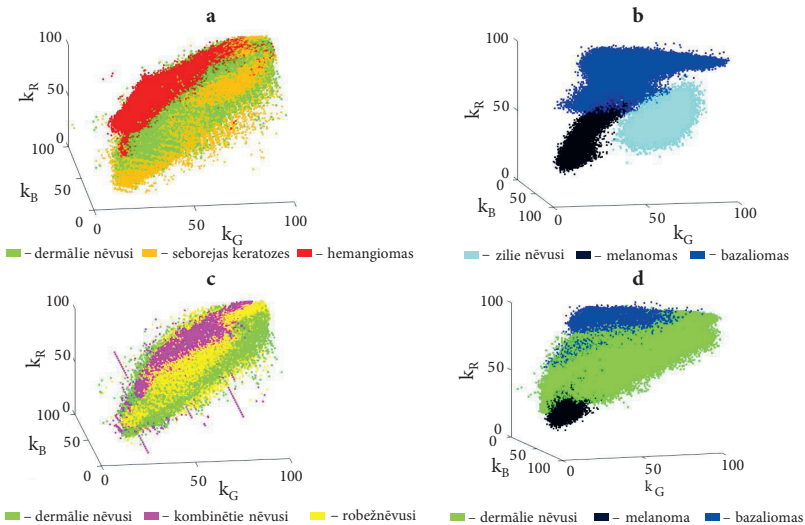
4.6. attēls. Ar piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīci uzņemtais hemangiomas attēls un atbilstošās hromoforu relatīvo koncentrāciju kartes normētas no 0 līdz 1 katram attēlam individuāli visā to vērtību diapazonā

Šajā apakšnodaļā prezentētais pētījums ir publicēts rakstos P6, P7, K5, K8, K9, K10.

4.1.3. Veidojumu diagnostika ar 3D-reprezentācijas metodi

Šajā apakšnodaļā apskatīta ādas veidojumu pikseļu analīze no attēliem, kas uzņemti, izmantojot triju spektrālīniju apgaismojuma ierīci. Tika apskatīti 99 veidojumi: 27 dermālie nēvusi, 17 robežnēvusi, 16 kombinētie nēvusi, 22 seborejas keratozes, 12 hemangiomas, 12 hemangiomas, 12 hemangiomas, viena melanoma un viens zilais nēvuss.

Visiem veidojumiem tika aprēķināti vājinājuma koeficienti (k_i), kas apraksta veidojuma un blakusesošās veselās ādas atstaroto intensitāšu attiecību: k_R atbilst 659 nm, k_G – 532 nm, k_B – 448 nm. Tā kā tika apskatīti trīs dažādu viļņu garumu vājinājuma koeficienti, iegūtos rezultātus var atspoguļot trīsdimensionālos grafikos (4.7. att.). Katrs grafiks redzamais punkts atbilst segmentēto veidojumu klīnisko mērījumu attēlu pikselim.

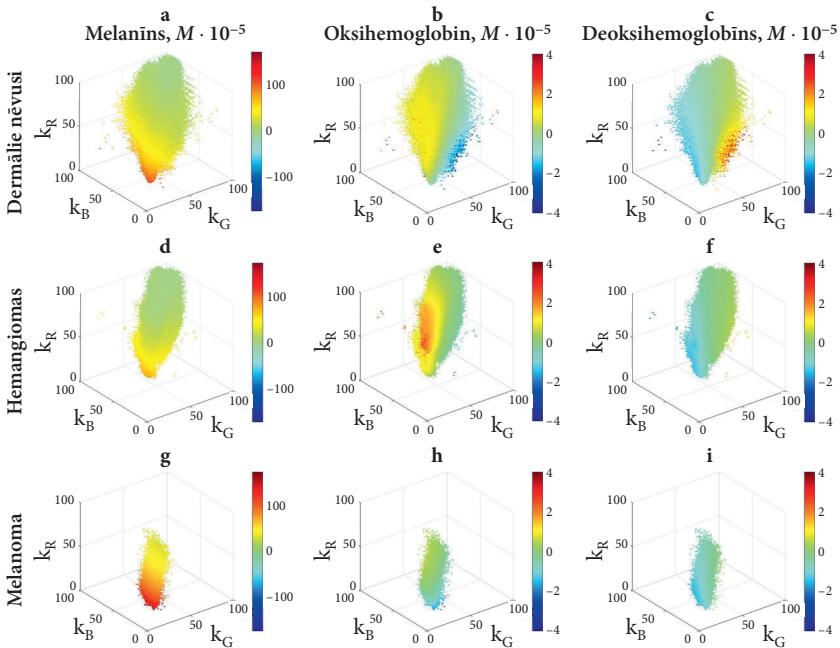


4.7. attēls. Vājinājuma koeficientu trīsdimensionālie grafiki izteikti procentos dažādiem ādas jaunveidojumiem: dermālajiem nēvusiem, seborejas keratozēm un hemangiomām (a), zilajam nēvusam, melanomai un bazaliomām (b), dermālajiem, kombinētajiem un robežnēvusiem (c), dermālajiem nēvusiem, melanomai un bazaliomām (d) [P1]

4.7. (a) attēlā tiek salīdzināti vājinājuma koeficientu dati trīs dažādiem labdabīgiem veidojumiem: dermālajiem nēvusiem, seborejas keratozēm un hemangiomām. Lai gan daļa veidojumiem atbilstošo mākoņu pārklājas, hemangiomu mākoņa ieņemtā telpas daļa grafikos uzrāda individuālas vērtības, tādējādi tās var atšķirt no citiem labdabīgiem veidojumiem. 4.7. (b) attēlā var novērot zilā nēvusa, melanomas un bazaliomu datus. Redzams, ka visus šos veidojumus savstarpēji izšķirt var ļoti viegli – katrs no tiem ieņem noteiktu telpas daļu

vājinājuma koeficientu grafikā. 4.7. (c) attēlā salīdzināti vājinājuma koeficientu mākoņi trīs dažādiem nēvusiem: kombinētajiem, dermālajiem un robežnēvusiem. Lai gan lielākā daļa vājinājuma koeficientu mākoņu pārklājas, tomēr katrs nēvusu veids grafikā ieņem savu noteiktu tilpuma daļu. 4.7. (d) attēlā tiek salīdzināti ļaundabīgie veidojumi – melanoma un bazaliomas – ar labdabīgo dermālo nēvusu. Arī šajā gadījumā daļa vērtību pārklājas, tomēr k_R vērtības nēvusiem ir pārsvarā augstākas nekā melanomām un zemākas nekā bazaliomām. Katra no apskatītajām jaunveidojumu grupām vājinājuma koeficientu trīsdimensionālos grafikos ieņem konkrētu tilpuma daļu.

Katram ādas jaunveidojumu veidam tika individuāli apskatītas trīs hromoforu vērtības triju vājinājuma koeficientu koordinātās. Šeit apskatīti piemēri trīs dažādiem ādas jaunveidojumiem: dermālajiem nēvusiem, hemangiomas un melanomai (4.8. att.). Zaļā krāsa grafikos atspoguļo veidojumu daļas, kurās hromoforu koncentrācija ir tāda pati kā blakusesošajā veselajā ādā. Ja relatīvā hromoforu koncentrācija veidojumos ir augstāka nekā ādā, datu punkti ir iekrāsoti dzeltenā līdz sarkanā krāsā. Ja relatīvā hromoforu koncentrācija ir zemāka, šie punkti ir zilā krāsā.



4.8. att. Relatīvās hromoforu koncentrācijas veidojumos 3D reprezentācijā trīs dažādiem jaunveidojumu veidiem: dermālajiem nēvusiem (a–c), hemangiomas (d–f) un melanomai (g–i). Krāsu skala norāda hromoforu koncentrāciju palielinājumu vai samazinājumu salīdzinājumā ar blakusesošo veselo ādu molos $\cdot 10^{-5}$ [P1]

Kā redzams, katram ādas veidojumam ir nedaudz citāds 3D vērtību mākonis vājinājuma koeficientu grafikos. Tāpat arī katra veidojuma hromoforu vērtību sadalījums ir individuāls. Piemēram, dermālais nēvuss un melanoma uzrāda augstākās melanīna koncentrācijas vērtības (4.8. (a), (g) att.), savukārt hemanģiomas uzrāda augstākās oksihemoglobīna vērtības (4.8. (e) att.).

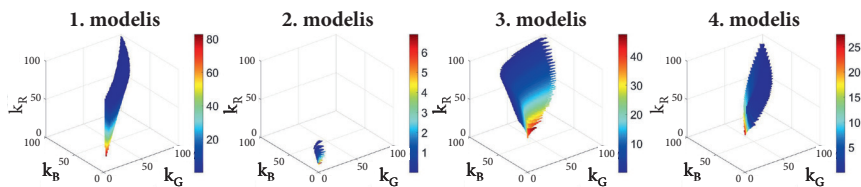
Rezumējot – piedāvāta jauna metode jaunveidojumu analīzei, izmantojot trīs spektrālo līniju attēlus. Klīniskie dati tika pārveidoti 3D vājinājuma koeficienta grafikos pie trīs viļņa garumiem 448 nm, 532 nm un 659 nm. Lai gan 3D datu mākoņi daļēji pārklājas, atsevišķas raksturīgas iezīmes veidojumiem var saskatīt gan pēc mākoņu formas un izvietojuma vājinājuma koeficientu kubā, gan pēc hromoforu sadalījuma tajos. Šī metode uzrāda potenciāli lielākas iespējas dažādu jaunveidojumu klasifikācijā salīdzinājumā ar iepriekš apskatīto hromoforu kartēšanu divdimensionālā plaknē. Hromoforu kartes sniedz vairāk informācijas par katru veidojumu individuāli un hromoforu sadalījumu veidojumā. Savukārt 3D reprezentācija sniedz lielāku ieskatu par dažādu jaunveidojumu grupu kopīgām tendencēm hromoforu koncentrāciju sadalījumā. Nākotnē šādi 3D mākoņu atpazīšanai varētu izmantot mākslīgo intelektu.

Šajā apakšnodaļā prezentētais pētījums ir publicēts rakstā P1.

4.2. Bēra-Lamberta likuma modeļu analīze

Neņegatīvās hromoforu vērtības baltās references gadījumā

Šajā nodaļā analizēti četri Bēra-Lamberta likuma modeļi (skat. 3.2.3. apakšnod.). Tika apskatītas visas iespējamās modeļu vērtības vājinājuma koeficientu kubos: k_R atbilst 659 nm vājinājuma koeficientam, k_G – 532 nm, k_B – 448 nm. Katram šo koordinātu kuba punktam tika aprēķinātas trīs hromoforu vērtības: melanīna, oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna. Šeit apskatīts gadījums, kad hromoforu koncentrāciju aprēķināšanai izmanto balto referenci. 4.9. attēla grafikos atstāti tikai tie punkti, kuriem visas trīs hromoforu vērtības vienlaikus ir neņegatīvas, kā tam būtu jābūt baltās references gadījumā. Katram BLL modelim tika aprēķināts neņegatīvo vērtību procentuālais skaits visā vājinājuma koeficientu kubā: pirmajam – 1,40 %, otrajam – 0,03 %, trešajam – 2,75 %, ceturtajam – 1,35 %. Lielāko derīgo vērtību skaitu uzrādīja trešais modelis, tāpēc tas varētu būt noderīgākais absolūto hromoforu koncentrāciju noteikšanai.



4.9. attēls. Melanīna koncentrāciju vērtības vājinājuma koeficientu kubos četriem apskatītajiem BLL modeļiem, skalu vērtības moli $\cdot 10^{-5}$ [K1]

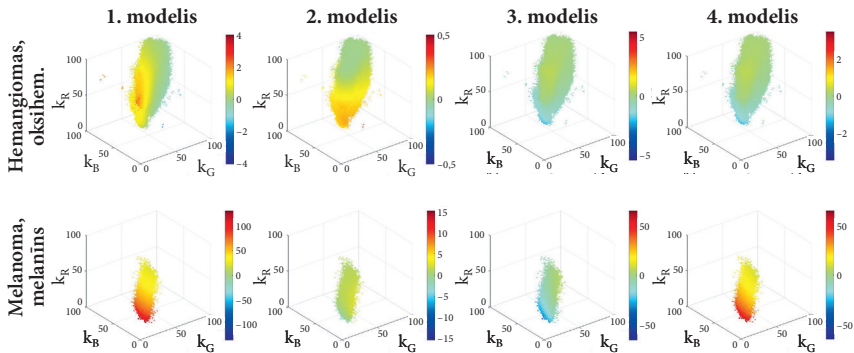
Jaunveidojumu analīze

Lai iegūtu pilnīgāku priekšstatu par četriem izvēlētajiem Bēra-Lamberta likuma modeļiem, tika salīdzinātas trīsdimensionālās reprezentācijas divām jaunveidojumu grupām: hemangiomas un melanomai. Tika analizēti 4.1.3. apakšnodaļā apskatītie veidojumi.

4.10. attēlā parādīti hemangiomu un melanomas 3D mākoņi ar attiecīgi aprēķinātām oksihemoglobīna un melanīna vērtībām, izmantojot četrus BLL modeļus. Hemangiomas ir asinsvadu veidojumi, tāpēc oksihemoglobīna vērtībām jābūt augstākām par veselās ādas vērtībām. Visspilgtāk tas parādās pirmajā un otrajā modelī. Melanomas ir pigmentēti veidojumi, tāpēc būtu sagaidāmas izteikti paaugstinātas vērtības melanīna grafikos. Kā redzams, tikai pirmajā un ceturtajā modelī parādās paaugstinātas vērtības. Tātad otrais un trešais modelis nesniedz precīzus rezultātus.

Pēc šiem datiem varam secināt, ka visprecīzāk hromoforu koncentrāciju pret veselo ādu atspoguļo pirmais modelis. Otrais modelis neuzrādīja sagaidāmos rezultātus melanomai, trešais un ceturtais modelis – hemangiomas un melanomai.

Šajā apakšnodaļā prezentētais pētījums ir publicēts rakstā K1.



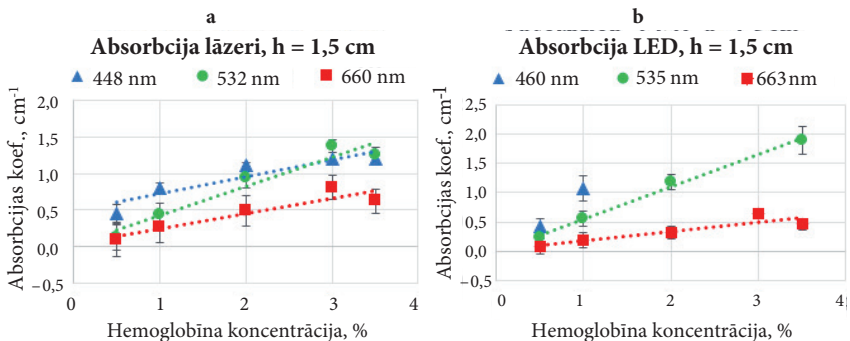
4.10. attēls. Relatīvās hromoforu koncentrācijas 3D reprezentācijā hemangiomas oksihemoglobīnam un melanomai melanīnam četriem BLL modeļiem. Krāsu skala norāda hromoforu koncentrāciju palielinājumu vai samazinājumu salīdzinājumā ar blakusesošo ādu molos $\cdot 10^{-5}$

4.3. Eksperimenti ar ādas maketiem

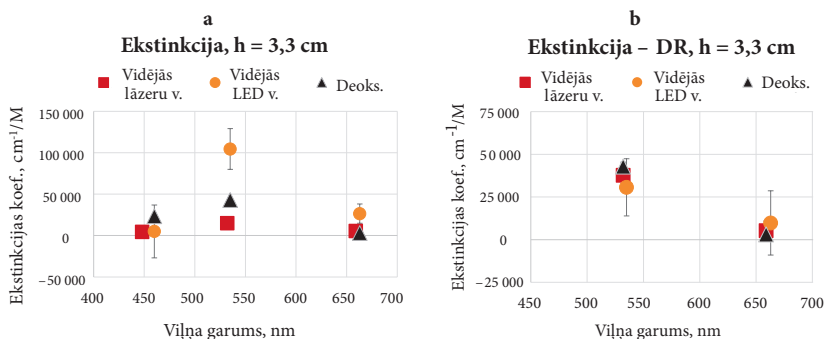
Tika apskatīti trīs dažāda biezuma ādas maketi: 0,9 cm, 1,5 cm un 3,3 cm (skat. 3.3. nod.). 4.11. attēlā redzama absorbcijas koeficienta atkarība no hemoglobīna koncentrācijas maketā caurizgājušās gaismas mērījumos. Palielinoties hemoglobīna koncentrācijai, lineāri palielinās arī gaismas absorbcija paraugos. Lielākās koncentrācijas vērtību izmaiņas parādījās zilajā apgaismojumā,

mazākās izmaiņas – sarkanajā apgaismojumā. Salīdzināti iegūtie rezultāti ar spektrālo joslu (LED) ierīci un triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci.

4.12. attēlā tiek salīdzinātas vidējās aprēķinātās hemoglobīna ekstinkcijas koeficienta vērtības, kas iegūtas ar spektrālo joslu ierīci un triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci salīdzinājumā ar citu autoru iegūtajām vērtībām [59] difūzi atstarotajā un caurstarotajā gaismā. Vislabāk aprēķinātās ekstinkcijas koeficientu vērtības salīdzinājumā ar citu autoru darbiem sakrīta difūzi atstarotās gaismas mērījumos. Eksperimentāli iegūtie rezultāti bija precīzāki, izmantojot spektrālo līniju ierīci, salīdzinājumā ar spektrālo joslu ierīci.



4.11. attēls. Hemoglobīna absorbncijas koeficients atkarībā no hemoglobīna koncentrācijas, kas samērīts ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci (a) un spektrālo joslu ierīci (LED) (b) ādas maketiem [K4]



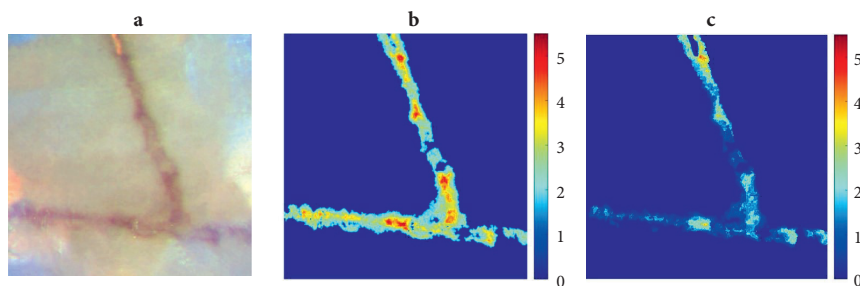
4.12. attēls. Eksperimentāli aprēķināto ekstinkncijas koeficientu atkarība no viļņa garuma salīdzinājumā ar citu autoru iegūtajām vērtībām (Deoks.) [59]. Caurstarotajā (a) un difūzi atstarotajā gaismā (b) [K4]

Izveidotie ādas maketi ar asinsvadu veidojumiem tika analizēti, izmantojot difūzi atstarotās gaismas attēlus sarkanajā un zaļajā apgaismojumā. Tika

aprēķinātas hemoglobīna koncentrācijas kartes imitētajiem asinsvadu veidojumiem, kas iegūti no hemoglobīna ūdens šķīduma (4.13. att.). Koncentrācijas kartes nedaudz atšķiras sarkanajā un zaļajā apgaismojumā. To var izskaidrot, ņemto vērā, ka dažāda viļņa garuma starojums iespiežas atšķirīgā dziļumā un attēlotās koncentrācijas vērtības ir vidējotas pa visu fotonu noieto ceļu maketā. Jāņem vērā arī tas, ka hemoglobīna daļiņas nedaudz difundē uz blakus esošajām maketa daļām, tādējādi samazinot gala koncentrāciju.

Rezumējot – hromoforu koncentrāciju un ekstinkcijas koeficientu vērtību ādas maketos ir iespējams noteikt gan ar spektrālo līniju, gan ar spektrālo joslu metodi. Tomēr precīzākus rezultātus sniedz spektrālo līniju metode.

Šajā apakšnodaļā prezentētais pētījums ir publicēts rakstā K4.



4.13. attēls. Divu slāņu asinsvadu maketa RGB attēls (a) un aprēķinātās hemoglobīna koncentrācijas kartes, kas iegūtas no zaļā (b) un sarkanā (c) spektrālo joslu ierīces attēla. Skalās vērtības ir μM [K4]

4.4. Naudas viltojumu pazīmes spektrālīniju attēlos

4.4.1. Autentisku un viltotu banknošu spektrālo attēlu salīdzinoši mērījumi

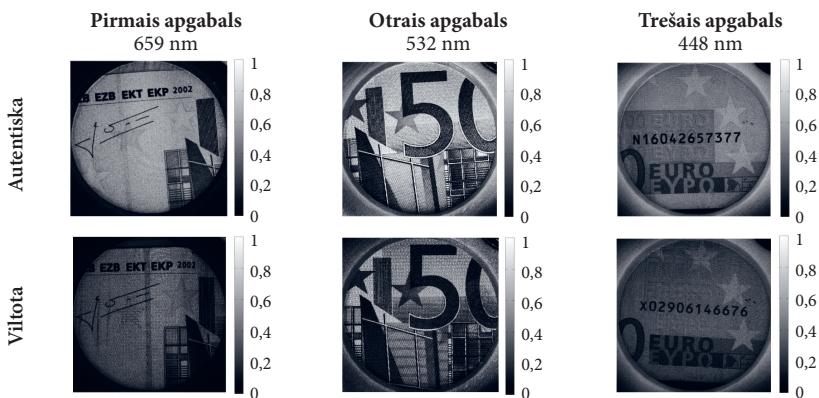
Tika salīdzināti 500 EUR banknošu spektrālīniju attēli viltotām un autentiskām banknotēm. 500 EUR naudaszīmes parasti tiek viltotas ļoti kvalitatīvi, jo tās tiek rūpīgi pārbaudītas. Arī šajā gadījumā tiek apskatītas profesionāli viltotas banknotes. Tika analizēti vairāki banknošu apgabali, lai noteiktu grūtāk viltojamās daļas spektrālīniju apgaismojumā (4.14. att.).

Pirmajā izvēlētajā apgabalā redzams paraksts un zvaigznes (4.15. att.). Visuāli abās banknotēs zvaigznes izskatās vienādi, savukārt 659 nm apgaismojumā redzams, ka īstajā banknotē zvaigzne labajā pusē absorbē mazāk gaismas nekā fons tai apkārt, savukārt viltojumā zvaigzne izskatās tumšāka. Šajā gadījumā būtu noderīgi izveidot programmu, kas atpazīst zvaigznes formu un nosaka tās vidējo vērtību salīdzinājumā ar apkārt esošo fonu.



4.14. attēls. 500 EUR banknote no priekšpuses (a) un aizmugures (b) ar apvilktiem pētītajiem apgabaliem

Otrajā apgabalā tiek apskatīta 500 EUR banknotes priekšpuse, kurā redzama modernisma arhitektūras ēkas zem “5” (4.15. att.). Viltojumam izteikti redzamas vairākas paralēlas svītras uz ēkas, kas nav novērojamas oriģinālā. Iespējams, ka šīs svītras radušās viltojumiem lietotā printera dēļ. Šādus vai līdzīgus printeru radītus defektus varētu viegli identificēt kā neatbilstošus dizaina elementus. Trešajā apgabalā ļabi novērojams, ka uz dzeltenīgā taisnstūra banknotes aizmugurē kreisajā apakšējā stūrī vārdi “EURO” un “ΕΥΡΩ” ir ļabi izšķirami autentiskai banknotei, bet viltojumam vārdi saplūst ar aizmugurē esošo fonu.



4.15. attēls. Autentiskas un viltotas 500 EUR banknotes spektrālīniju attēli trīs izvēlētos apgabalos

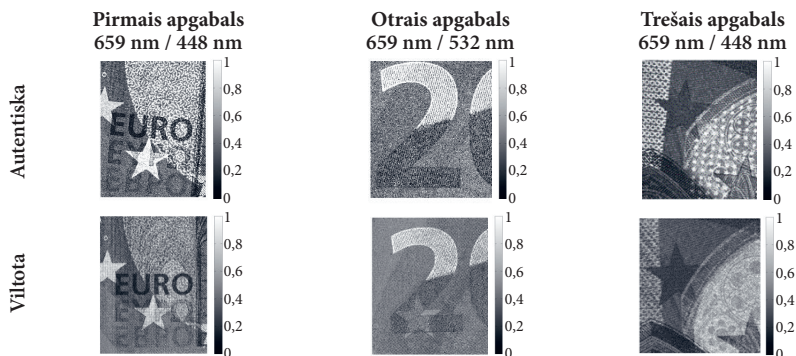
20 EUR banknotes tiek viltotas visbiežāk, jo ikdienā tām tiek pievērsta vismazākā uzmanība. Šī iemesla dēļ viltojumi mēdz būt sliktas kvalitātes. Daudzus viltojumus var atklāt, rūpīgāk apskatot banknoti. Šeit tiek apskatīti 20 EUR banknotes apgabali, kuros salīdzināti autentisku un viltotu banknošu spektrālīniju attēli (4.16. (a) att.).

Tika apskatīti spektrālīniju attēlu savstarpējie dalījumi. Daži rezultāti parādīti 4.17. attēlā. Spektrālo attēlu dalījumā pirmajā apgabalā redzama atšķirība starp autentisko banknoti un viltojumiem raibajā fonā labajā pusē. Autentiskajā banknotē redzama smalka konkrēta struktūra, savukārt viltojumā tā ir neizteikta. Otrajā apgabalā redzamajā skaitlī “2” viltojumā parādās zvaigzne, kas autentiskajā banknotē nav novērojama. Trešajā apgabalā attēla logā redzami izteikti balti punktiņi, kas viltojumos vispār neparādās.

Šajā apakšnodaļā prezentētais pētījums ir publicēts rakstā K8.



4.16. attēls. 20 EUR jaunā stila banknote no priekšpuses ar iezīmētiem pētītajiem apgabaliem (a) un skaitliskajai analīzei izmantotie elementi uz 50 EUR banknotes priekšpuses (b) [K7]

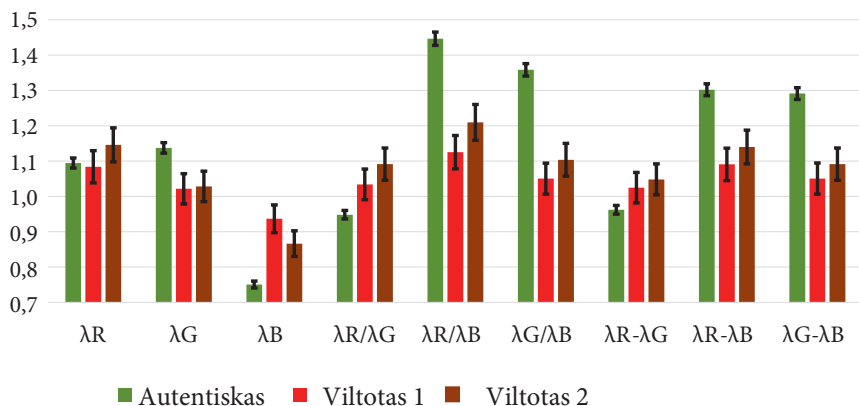


4.17. attēls. Autentiskas un viltotas 20 EUR banknotes spektrālīniju attēlu dalījumi [K8]

4.4.2. Autentisku un viltotu banknošu spektrālo attēlu vērtību salīdzinoši mērījumi

50 EUR banknotei tika salīdzināti divu elementu pāru skaitliskie rezultāti viltojumam un autentiskajām banknotēm. Tika salīdzināta zvaigznes (A_1) intensitāte ar fonu zem tās (A_2) (4.16. (b) att.). Tika salīdzinātas gan monohromatiskās vērtības (λR , λG un λB), gan savstarpējie dalījumi un starpības. Iegūtie rezultāti parādīti 4.18. attēlā.

Tika izanalizētas autentiskas banknotes, viltojumi, kuri veidoti, izmantojot strūkļas printeri (Viltotas 1) un cita veida viltojumi (Viltotas 2) (4.18. att.). Pēc iegūtajiem rezultātiem redzams, ka autentiskām naudas zīmēm spektrālie dalījumi sarkanajā un zilajā apgaismojumā ($\lambda R/\lambda B$), kā arī zaļajā un zilajā apgaismojumā ($\lambda G/\lambda B$) uzrāda noteiktas tendences – skaitliskās vērtības tām ir daudz augstākas nekā viltojumiem.



4.18. attēls. Intensitātes proporcijas starp elementiem A_1 un A_2 , spektrālīniju attēliem (λR , λG un λB), to dalījumiem un starpībām [K7,K8]

Nemot vērā šos rezultātus un iepriekš aprakstītos vizuālos novērtējumus, varam secināt, ka spektrālīniju attēli un to dažādas attiecības sniedz informāciju, kas ir būtiska viltotu banknošu atpazīšanā.

Šajā apakšnodaļā prezentētais pētījums ir publicēts rakstos K7 un K8.

4.5. Dokumentu viltojumu noteikšana

Katra no dokumenta parauga trim lapām tika atsevišķi pētīta, izmantojot triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci. Tika aprēķinātas vidējās vērtības drukāto tekstu fragmentiem (4.1. tab.). Pēc iegūtajiem rezultātiem redzams, ka pirmajai un trešajai lapai ir ļoti tuvas aprēķinātās vidējās krāsu toneru vērtības, bet otrajai lapai tās ievērojami atšķiras. Tas varētu liecināt, ka otrās lapas drukāšanai tika izmantots cits printeris vai cits tintes kārtidžs.

Līdzīgā veidā tika analizēti ar roku rakstītie paraksti, lai pārbaudītu, vai uz visām lapām ir izmantotas tās pašas tintes pildspalvas. Pirmā paraksta rezultāti apkopoti 4.2. tabulā. Pēc šīs analīzes nav iespējams noteikt, ka parakstiem izmantotās tintes bija atšķirīgas vai vienādas uz visām lapām, jo rezultāti var atšķirties atkarībā no tā, cik stipri rakstītājs spiež pildspalvu uz papīra, kāds papīrs tiek izmantots, un citiem apstākļiem.

4.1. tabula. Spektrālliniju attēli, kas iegūti ar triju lāzerliniju apgaismojuma ierīci, un aprēķinātās vidējās vērtības drukātajiem tekstiem trīs dokumentu lapām [P3]

Nr.	659 nm	Vid. vērt., $\cdot 100^{-1}$	532 nm	Vid. vērt., $\cdot 100^{-1}$	448 nm	Vid. vērt., $\cdot 100^{-1}$
1		$2,9 \pm 1,5$		$7,8 \pm 3,5$		$5,1 \pm 0,4$
2		$4,2 \pm 1,7$		$9,8 \pm 3,6$		$6,3 \pm 0,4$
3		$2,8 \pm 1,5$		$7,3 \pm 3,3$		$5,1 \pm 0,4$

4.2. tabula. Pirmā paraksta vidējās vērtības visos spektrālliniju attēlos un to dalījumos trīs dokumentu lapās

Lapas Nr.	659 nm	532 nm	448 nm	448 nm / 532 nm	659 nm / 448 nm	532 nm / 659 nm
1	$0,080 \pm 0,026$	$0,253 \pm 0,058$	$0,303 \pm 0,046$	$1,80 \pm 0,21$	$0,42 \pm 0,09$	$1,34 \pm 0,23$
2	$0,088 \pm 0,037$	$0,289 \pm 0,095$	$0,313 \pm 0,062$	$1,71 \pm 0,36$	$0,44 \pm 0,12$	$1,36 \pm 0,23$
3	$0,060 \pm 0,022$	$0,189 \pm 0,048$	$0,252 \pm 0,041$	$2,00 \pm 0,23$	$0,38 \pm 0,10$	$1,34 \pm 0,25$

Izmantojot šeit apskatīto metodi dokumentu viltojumu noteikšanai, varēja atpazīt cita veida toneri drukātajiem tekstiem, savukārt potenciālo parakstu viltošanu ar līdzīgu tinti nebija iespējams noteikt. Lai gan metode šim pētījuma mērķim strādāja tikai daļēji, tā nesabojāja paraugu, tādēļ būtu labi izmantojama kopā ar destruktīvām metodēm kā papildu informācijas sniedzēja.

Šajā apakšnodaļā prezentētais pētījums ir publicēts rakstā P3.

KOPSAVILKUMS

Šajā darbā apskatīta spektrālīniju attēlveidošanas metode un divi perspektīvi tās izmantojumi. Metode ir neinvazīva, spektrāli jutīga, ātra un viegli lietojama. Salīdzinājumā ar multispektrālo un hiperspektrālo attēlošanu tiek iegūti augstākas kvalitātes attēli – bez kustību artefaktiem, jo datus iegūst tikai ar vienu vai diviem momentuzņēmumiem. Datu apjoms ir ievērojami mazāks, tāpēc datu apstrāde ir vienkāršāka un ātrāka.

Ekspērimētālajiem mērījumiem ar šo metodi tika izveidotas vairākas maketierīces, t. sk. triju līniju, piecu līniju un divas četru līniju apgaismojuma ierīces. Ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci (448 nm, 532 nm un 659 nm) tiek uzņemts tikai viens attēls, kas vēlāk tiek sadalīts trīs spektrālajos attēlos pie katra apgaismojuma viļņu garuma, izmantojot RGB pārklāšanās korekcijas algoritmu. Piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīcē (405 nm, 450 nm, 525 nm, 656 nm un 850 nm) tiek uzņemti divi attēli attiecīgi trīs un divu lāzerlīniju apgaismojumā. Jaunākās izveidotās ierīces ir četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīces (450 nm, 523 nm, 638 nm un 850 nm) ar divām vai vienu kameru attēlu uzņemšanai. Lāzeru stari tiek ievadīti sānstarojošā optiskajā šķiedrā, kas nodrošina vienmērīgu objekta apgaismojumu. Ar visām izstrādātajām ierīcēm ir iespējams uzņemt kvalitatīvus spektrālīniju attēlus.

Izmantojot izveidotās spektrālīniju attēlošanas ierīces, saskaņā ar ētikas atļauju dermatoloģes Annas Bērziņas pārraudzībā tika veikti klīniskie mērījumi uz ādas jaunveidojumiem. Tika apskatīti gan labdabīgi, gan ļaundabīgi veidojumi (nēvusi, hemangiomas, melanomas, bazaliomas u. c.). Tika aprēķinātas ādas hromoforu relatīvās koncentrācijas vērtības attiecībā pret veselo ādu, izmantojot modificētu Bēra-Lamberta likumu un spektrālīniju vājinājuma koeficientus. Iegūtie rezultāti atbilda anatomiski sagaidāmajiem – hemangiomas (asinsvadu veidojumi) uzrādīja paaugstinātas oksihemoglobīna vērtības, savukārt nēvusi (pigmentēti veidojumi) uzrādīja paaugstinātas melanīna vērtības. Ar četru lāzerlīniju ierīci tika apskatīta arī lipīdu koncentrācija veidojumos, un ar piecu lāzerlīniju ierīci – gan lipīdu, gan bilirubīna koncentrācija.

Vispārīgāka priekšstata gūšanai par dažādos jaunveidojumos esošo hromoforu koncentrācijas sadalījumu piedāvāta jauna trīsdimensionāla datu analīzes pieeja, izmantojot spektrālā vājinājuma vērtības trīs viļņu garumiem. 3D grafikos tika ietvertas visas segmentēto veidojumu attēlu pikseļu vērtības, iegūstot katrai veidojuma grupai atbilstošu trīsdimensiju datu punktu mākonī. Dažādiem ādas veidojumiem pikseļu mākoņi veido individuāli specifiskas formas un ieņem dažādas telpas daļas. Izmantojot šos datus un hromoforu koncentrāciju sadalījumu tajos, ir iespējams savstarpēji izšķirt dažādas veidojumu grupas.

Papildus tika izmantota spektrālo joslu apgaismojuma ierīce ar spektra maksimumiem pie 460 nm, 535 nm un 663 nm. Tika salīdzinātas ar spektrālo joslu un spektrālo līniju apgaismojuma ierīcēm iegūto un aprēķināto hromoforu koncentrācijas vidējās vērtības un kartes dažādām jaunveidojumu grupām.

Hromoforu kartes uzrādīja anatomiski precīzākas vērtības spektrālo līniju attēlos salīdzinājumā ar spektrālo joslu attēliem. Arī statistiskie dati lielāku potenciālu jaunveidojumu klasifikācijai sniedza spektrālo līniju ierīces gadījumā.

Lai atrastu labāko metodi hromoforu koncentrāciju izmaiņu noteikšanai ādas jaunveidojumos, tika testēti četri dažādi modificēta Bēra-Lamberta likuma modeļi. Pirmajā modelī apskata trīs galveno ādas hromoforu absorbciju, otrajā modelī tiek ņemta vērā arī absorbcija citu hromoforu dēļ un dažādu viļņa garumu iespiešanās dziļums ādā, trešajā modelī absorbcijas koeficienta vietā izmanto efektīvo vājinājuma koeficientu, kas sevī iekļauj arī izkliedi, ceturtajā modelī āda tiek apskatīta kā piecu slāņu struktūra. Modeļi tika analizēti, izmantojot vājinājuma koeficientu 3D grafikus. Analizējot modeļu vērtības ādas jaunveidojumu *in vivo* mērījumos, kad kā reference tiek izmantota veidojumam blakus esošā veselā āda, labākos rezultātus uzrādīja pirmais modelis.

Lai pārbaudītu spektrālīniju attēlveidošanas metodes precizitāti, tika izveidoti vairāki ādas maketi no agara, intralipīda un hemoglobīna pulvera dažādās koncentrācijās. Mērījumi tika veikti ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci un spektrālo joslu apgaismojuma ierīci gan caurstarotajai, gan difūzi atstarotajai gaismai. Spektrālo līniju ierīce uzrādīja stabilākas ekstinkcijas koeficienta vērtības starp mērījumiem nekā spektrālo joslu ierīce, un šīs vērtības kļūdu robežās sakrita ar literatūrā atrodamajām deoksihemoglobīna ekstinkcijas koeficienta vērtībām. Secināts, ka spektrālo līniju attēlu mērījumi sniedz kvalitatīvākus datus nekā spektrālo joslu attēlu mērījumi.

Sadarbībā ar Latvijas Banku veikti spektrālīniju attēlu mērījumi no autentiskām un no apgrozības izņemtām viltotām eiro banknotēm. Tika analizētas 20 EUR, 50 EUR un 500 EUR banknotes. Secināts, ka pat profesionālu viltojumu spektrālīniju attēlos ir novērojamas atšķirības no autentisku banknošu attēliem, lai gan vizuāli krāsas neatšķiras. Spektrālo attēlu dalījumos autentiskajās 20 EUR banknotēs parādījās struktūras, kuras redzamajā gaismā nav novērojamas un neparādās arī viltojumos. Skaitliskajai salīdzināšanai tika izvēlēts elementu pāris uz 50 EUR banknotes: zvaigzne ar tās fonu. Izmantojot šo vai citu elementu spektrālās attiecības attēlos, iespējams pārliccinoši atšķirt viltojumus no autentiskām banknotēm.

Darbā analizēts Portugāles policijas kriminālistikas laboratorijā sagatavots potenciāli aizdomīgs dokuments, sastāvošs no trīs uz vienas puses apdrukātām lapām ar trīs pušu parakstiem uz katras lapas. Ar triju spektrālīniju apgaismojuma ierīci veikto mērījumu rezultāti atklāja, ka drukātais teksts uz pirmās un trešās lapas spektrāli neatšķiras, savukārt otrās lapas teksta drukāšanai vistīcāmāk tika izmantots cits printeris. Analizējot parakstus uz drukātajām lapām – gan spektrālīniju attēlu parakstu vidējās vērtības, gan to dalījumu – iegūtas savstarpēji atšķirīgas vidējās vērtības, tomēr kļūdu robežās tās neatšķiras.

GALVENIE REZULTĀTI UN SECINĀJUMI

- Darbā izveidoti un laboratoriski / klīniski aprobēti prototipi triju, četru un piecu spektrālīniju attēlu iegūšanai pie viļņu garumu kombinācijām 450/532/659 nm, 450/523/638/850 nm un 405/450/525/656/850 nm. *Matlab* vidē izveidotas un aprobētas programmas spektrālīniju attēlu operatīvai apstrādei. [P1, P2, P3, P5, P6, P7, P8, K2, K3, K4, K5, K6, K7, K8, K9, K10, K11, R1, R2, R4]
- Ar vairāku spektrālīniju momentuzņēmuma metodi iegūti klīniskie dati par dermālajiem nēvusiem, robežnēvusiem, kombinētajiem nēvusiem, zilajiem nēvusiem, hemangiomām, seborejas keratozēm, bazaliomām un melanomām. Piedāvāta jauna bezkontakta diagnostikas metode, izmantojot triju viļņu garumu difūzās refleksijas intensitātes vājinājumus 3D reprezentācijā. Veikta Bēra-Lamberta likuma dažādu modifikāciju izpēte un piedāvāts piemērotākais variants spektrālīniju attēlu pārveidošanai trīs galveno ādas hromoforu (melanīna, oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna) sadalījuma kartēs. [P1, P2, P4, P6, P7, P8, K1, K4, K5, K8, K9, K10, K11, R1, R4]
- Spektrālīniju attēlošanas metode salīdzināta ar spektrālo joslu attēlošanas metodi, par paraugiem izmantojot ādas maketus un *in vivo* jaunveidojumu mērījumus. Noskaidrots, ka spektrālīniju attēlošanas metode sniedz precīzākas vērtības un ir noderīgāka veidojumu klasifikācijai. [P2, K4]
- Ar spektrālīniju attēlošanas metodi veikti divdesmit deviņu 20 EUR banknošu, divdesmit deviņu 50 EUR banknošu un sešu 500 EUR banknošu, kā arī trīs dokumentu lapu paraugu salīdzinoši mērījumi viltojumu noteikšanai. Visos gadījumos konstatētas specifiskas atšķirības spektrālīniju attēlos, to dalījumos un starpībās, piedāvāts jauns algoritms naudas viltojumu atpazīšanai. Pildspalvu tinšu atpazīšana ar šo metodi nesniedza vēlamu precizitāti. [P3, K7, K8, R1, R3]

IZMANTOTĀ LITERATŪRA

- [1] Ifa, D.R. *et al.* (2007) Development of capabilities for imaging mass spectrometry under ambient conditions with desorption electrospray ionization (DESI). *Int. J. Mass Spectrom.* 259, 8–15
- [2] Kula, A. *et al.* (2014) Application of laser induced breakdown spectroscopy to examination of writing inks for forensic purposes. *Sci. Justice* 54, 118–125
- [3] Dhara, S. *et al.* (2010) Forensic application of total reflection X-ray fluorescence spectrometry for elemental characterization of ink samples. *Spectrochim. Acta - Part B At. Spectrosc.* 65, 167–170
- [4] Waddell, A. *et al.* (2018) Advances in the use of reflectance confocal microscopy in melanoma. *Melanoma Manag.* 5, MMT04
- [5] Mogensen, M. *et al.* (2009) Optical Coherence Tomography for Imaging of Skin and Skin Diseases. *Semin. Cutan. Med. Surg.* 28, 196–202
- [6] Udriștioiu, F.M. *et al.* (2012) Application of Micro-Raman and FT - IR Spectroscopy in Forensic Analysis of Questioned Documents. *Gazi Univ. J. Sci.* 25, 371–375
- [7] Saiko, G. *et al.* (2020) Hyperspectral imaging in wound care: A systematic review. *Int. Wound J.* 17, 1840–1856
- [8] Aloupogianni, E. *et al.* (2022) Hyperspectral and multispectral image processing for gross-level tumor detection in skin lesions: a systematic review. *J. Biomed. Opt.* 27, 1–28
- [9] Spigulis, J. (2014) Method for imaging of spectral reflectance at several wavelengths, WO2015071786A1
- [10] Spigulis, J. and Elste, L. (2012) Method and device for imaging of spectral reflectance at several wavelength bands, WO2013135311 (A1)
- [11] Cui, R. *et al.* (2022) Deep Learning in Medical Hyperspectral Images: A Review. *Sensors* 22
- [12] Lu, G. *et al.* (2015) Framework for hyperspectral image processing and quantification for cancer detection during animal tumor surgery. *J. Biomed. Opt.* 20, 126012
- [13] Demir, B. and Ertürk, S. (2008) Empirical mode decomposition pre-process for higher accuracy hyperspectral image classification. *Int. Geosci. Remote Sens. Symp.* 2
- [14] Fei, B. *et al.* (2017) Label-Free Hyperspectral Imaging and Quantification Methods for Surgical Margin Assessment of Tissue Specimens of Cancer Patients. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* PMC6169991, 4041–4045
- [15] Kong, S.G. *et al.* (2005) Hyperspectral fluorescence image analysis for use in medical diagnostics. *Adv. Biomed. Clin. Diagnostic Syst.* III 5692, 21
- [16] Mou, L. *et al.* (2022) Deep Reinforcement Learning for Band Selection in Hyperspectral Image Classification. *IEEE Trans. Geosci. Remote Sens.* 60, 1–14
- [17] Sun, W. and Du, Q. (2019) Hyperspectral band selection: A review. *IEEE Geosci. Remote Sens. Mag.* 7, 118–139
- [18] Tan, K. *et al.* (2014) Hyperspectral image classification using band selection and morphological profiles. *IEEE J. Sel. Top. Appl. Earth Obs. Remote Sens.* 7, 40–48

- [19] Yu, H. and Yang, J. (2001) A direct LDA algorithm for high-dimensional data – with application to face recognition. *Pattern Recognit.* 34, 2067–2070
- [20] Lu, G. *et al.* (2016) Hyperspectral Imaging of Neoplastic Progression in a Mouse Model of Oral Carcinogenesis. *Med. Imaging 2016 Biomed. Appl. Mol. Struct. Funct. Imaging* 34, 206–213.
- [21] Madooei, A. *et al.* (2017) Hyperspectral image processing for detection and grading of skin erythema. *Med. Imaging 2017 Image Process.* 10133, 1013322
- [22] Wambugu, N. *et al.* (2021) Hyperspectral image classification on insufficient-sample and feature learning using deep neural networks: A review. *Int. J. Appl. Earth Obs. Geoinf.* 105, 102603
- [23] Hu, B. *et al.* (2019) Tumor tissue classification based on micro-hyperspectral technology and deep learning. *Biomed. Opt. Express* 10, 6370
- [24] Aboras, M. *et al.* (2015) Early detection of melanoma using multispectral imaging and artificial intelligence techniques. *Am. J. Biomed. Life Sci.* 3, 29–33
- [25] Gao, L. and Smith, R.T. (2015) Optical hyperspectral imaging in microscopy and spectroscopy – a review of data acquisition. *J. Biophotonics* 8, 441–456
- [26] Spigulis, J. and Elste, L. (2014) Single snapshot RGB multispectral imaging at fixed wavelengths: proof of concept. *Proc. SPIE 8937, Multimodal Biomed. Imaging IX*
- [27] Spīgulis, J. and Ošiņa, I. (2022) Spectral line imaging: principles, implementation and applications. *Latv. Acad. Sci. Yearb.*
- [28] Le, H.Q. and Wang, Y. (2010) Semiconductor laser multi-spectral sensing and imaging. *Sensors* 10, 544–583
- [29] Jakovels, D. and Spigulis, J. (2010) Skin haemoglobin mapping: comparison of multi-spectral imaging and selective R-G-B analysis. *Biomed. Opt. 3-D Imaging, OSA Tech. Dig. (Optica Publ. Group, 2010)*
- [30] Ošiņa, I. (2017) Ādas hromoforu kartēšana 3,4 un 5 spektrālo līniju apgaismojumā. *Univ. Latv.*, Master thesis.
- [31] Kviesis-Kipge, E. (2019) Development of skin chromophore mapping device using five spectral line illumination. *Opt. InfoBase Conf. Pap. Part F157-*, 3–4
- [32] So, P.-L. (2007) *Skin Cancer (The Biology of Cancer)*, Chelsea House Pub
- [33] Igarashi, T. *et al.* (2007) The appearance of human skin: A survey. *Found. Trends Comput. Graph. Vis.* 3, 1–95
- [34] Anderson, R.R. and Parrish, J.A. (1981) The optics of human skin. *J. Invest. Dermatol.* 77, 13–19
- [35] Habif, T.P. (2015) *Clinical Dermatology A Color Guide to Diagnosis and Therapy*, (Sixth.), Saunders
- [36] Soyer, H.P. *et al.* (2001) Dermoscopy of pigmented skin lesions (Part II). *Eur. J. Dermatology* 11, 483–498
- [37] Johr, R.H. and Stolz, W. (2010) *Dermoscopy: An Illustrated Self-Assessment Guide*, McGraw-Hill Education / Medical
- [38] Shiga, T. *et al.* (2012) Blue nevus with a starburst pattern on dermoscopy. *Dermatol. Pract. Concept.* 2, 31–33
- [39] Bowling, J. (2012) *Diagnostic Dermoscopy*, Wiley-Blackwell

- [40] Nielsen, K.P. *et al.* (2008) The optics of human skin: Aspects important for human health. *Sol. Radiat. Hum. Heal.*
- [41] Lister, T. *et al.* (2012) Optical properties of human skin. *J. Biomed. Opt.* 17, 0909011
- [42] Parrish, J.A. *et al.* (1983) Selective Thermal Effects with Pulsed Irradiation from Lasers : From Organ to Organelle. *J. Invest. Dermatol.*
- [43] Äggblad, E. (2008) In Vivo Diffuse Reflectance Spectroscopy of Human Tissue. Linköping University
- [44] Lambert, J.H. (1760) *Photometria sive de mensura et gradibus luminis, colorum et umbrae*, Klett, Augustae Vindelicorum
- [45] Beer, A. (1852) Bestimmung der Absorption des rothen Lichts in farbigen Flüssigkeiten. *Ann. Phys.* 162, 78–88
- [46] Contini, D. *et al.* (1997) Photon migration through a turbid slab described by a model based on diffusion approximation I Theory. *Appl. Opt.* 36, 4587
- [47] Hiraoka, M. *et al.* (1993) A Monte Carlo investigation of optical pathlength in inhomogeneous tissue and its application to near-infrared spectroscopy. *Phys. Med. Biol.* 38, 1859–1876
- [48] Prahl, S.A. (1989) A Monte Carlo model of light propagation in tissue. *Dosim. Laser Radiat. Med. Biol.* 10305, 1030509
- [49] Karamavuş, Y. and Özkan, M. (2019) Newborn jaundice determination by reflectance spectroscopy using multiple polynomial regression, neural network, and support vector regression. *Biomed. Signal Process. Control* 51, 253–263
- [50] Anderson, N.M. and Paul Sekelj (1967) Light-absorbing and scattering properties of nonhaemolysed blood. *Phys. Med. Biol.* 12, 173–184
- [51] Huong, A. and Ngu, X. (2014) The application of extended Modified Lambert Beer model for measurement of blood carboxyhemoglobin and oxyhemoglobin saturation. *J. Innov. Opt. Health Sci.* 7, 1–7
- [52] Izzetoglu, M. and Holtzer, R. (2020) Effects of Processing Methods on fNIRS Signals Assessed during Active Walking Tasks in Older Adults. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 28, 699–709
- [53] Ong, P.E. *et al.* (2019) Modified lambert beer for bilirubin concentration and blood oxygen saturation prediction. *Int. J. Adv. Intell. Informatics* 5, 113–122
- [54] Välisuo, P. *et al.* (2011) New closed-form approximation for skin chromophore mapping. *J. Biomed. Opt.* 16
- [55] Commoner, B. and Lipkin, D. (1949) The application of the Beer-Lambert law to optically anisotropic systems. *Science*, 110, 41–43
- [56] Twersky, V. (1962) Multiple scattering of waves and optical phenomena. *J Opt Soc Am* 52, 145–71
- [57] Delpy, D.T. *et al.* (1988) Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Phys. Med. Biol.* 33, 1433–1442
- [58] Niemz, M.H. (2007) *Laser-Tissue Interactions. Fundamentals and Applications*, (Third, Enl.), Springer
- [59] Scott Prahl (1998) Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water. *Oregon Medical Laser Center*. [Tiešsaitē]. Pieejams: <https://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html>. [Skatīts 02.11.2022.]

- [60] Sarna, T. and Swartz, H. (1988) Extinction coefficient of melanin. *Oregon Medical Laser Center*. [Tiešsaitē]. Pieejams: <https://omlc.org/spectra/melanin/eumelanin.html>. [Skatīts 02.11.2022.]
- [61] Prael, S. (2017) Optical absorption spectrum of Bilirubin in chloroform. *Oregon Medical Laser Center*. [Tiešsaitē]. Pieejams: <https://omlc.org/spectra/PhotochemCAD/data/119-abs.txt>. [Skatīts 02.11.2022.]
- [62] Prael, S. (2017) Optical absorption spectrum of Beta-carotene in hexane. *Oregon Medical Laser Center*. [Tiešsaitē]. Pieejams: <https://omlc.org/spectra/PhotochemCAD/data/041-abs.txt>. [Skatīts 02.11.2022.]
- [63] Lukinsone, V. *et al.* (2020) Remitted photon path lengths in human skin: in-vivo measurement data. *Biomed. Opt. Express* 11, 2866–2873
- [64] Ferlay, J. *et al.* (2013) Cancer incidence and mortality patterns in Europe: Estimates for 40 countries in 2012. *Eur. J. Cancer* 49, 1374–1403
- [65] Goodson, A.G. and Grossman, D. (2009) Strategies for early melanoma detection: approaches to the patient with nevi. *J. Am. Acad. Dermatol.* 60, 719–738
- [66] Rey-Barroso, L. *et al.* (2021) Optical technologies for the improvement of skin cancer diagnosis: A review. *Sensors (Switzerland)* 21, 1–31
- [67] Ahlgrim-Siess, V. *et al.* (2011) Confocal Microscopy in Skin Cancer. *Cancer Ski.*
- [68] Humbert, P.G. *et al.* (2003) Topical ascorbic acid on photoaged skin. Clinical, topographical and ultrastructural evaluation: Double-blind study vs. placebo. *Exp. Dermatol.* 12, 237–244
- [69] Tchivaleva, L. *et al.* (2009) Optical discrimination of surface reflection from volume backscattering in speckle contrast for skin roughness measurements. *Photonic Ther. Diagnostics V* 7161, 71610I
- [70] Ferrante di Ruffano, L. *et al.* (2018) Optical coherence tomography for diagnosing skin cancer in adults. *Cochrane Database Syst. Rev.* 2018
- [71] Perchoux, J. *et al.* (2016) Current developments on optical feedback interferometry as an all-optical sensor for biomedical applications. *Sensors (Switzerland)* 16, 1–26
- [72] Rakić, A.D. *et al.* (2014) THz QCL self-mixing interferometry for biomedical applications. *Terahertz Emit. Receiv. Appl. V* 9199, 91990M
- [73] Spandana, K.U. *et al.* (2019) Polarization-resolved Stokes-Mueller imaging: a review of technology and applications. *Lasers Med. Sci.* 34, 1283–1293
- [74] Rey-Barroso, L. *et al.* (2019) Polarized multispectral imaging for the diagnosis of skin cancer. *Final Progr. Proc. - IS T/SID Color Imaging Conf.* 2019–Octob, 381–385
- [75] Louie, D.C. *et al.* (2018) Degree of optical polarization as a tool for detecting melanoma: proof of principle. *J. Biomed. Opt.* 23, 1
- [76] Mazumder, N. and Kao, F.J. (2021) Stokes polarimetry-based second harmonic generation microscopy for collagen and skeletal muscle fiber characterization. *Lasers Med. Sci.* 36, 1161–1167
- [77] Ghassemi, P. *et al.* (2012) Out-of-plane Stokes imaging polarimeter for early skin cancer diagnosis. *J. Biomed. Opt.* 17, 0760141
- [78] Magalhaes, C. *et al.* (2019) The role of AI classifiers in skin cancer images. *Ski. Res. Technol.* 25, 750–757

- [79] Li, L. *et al.* (2014) Automatic diagnosis of melanoma using machine learning methods on a spectroscopic system. *BMC Med. Imaging* 14, 1–12
- [80] Marvdashti, T. *et al.* (2016) Classification of basal cell carcinoma in human skin using machine learning and quantitative features captured by polarization sensitive optical coherence tomography. *Biomed. Opt. Express* 7, 3721
- [81] Rey-Barroso, L. *et al.* (2019) Morphological study of skin cancer lesions through a 3D scanner based on fringe projection and machine learning. *Biomed. Opt. Express* 10, 3404
- [82] Li, Y. and Shen, L. (2018) Skin lesion analysis towards melanoma detection using deep learning network. *Sensors (Switzerland)* 18, 1–16
- [83] Gautam, D. *et al.* (2018) Machine learning–based diagnosis of melanoma using macro images. *Int. j. numer. method. biomed. eng.* 34
- [84] Dreiseitl, S. *et al.* (2001) A comparison of machine learning methods for the diagnosis of pigmented skin lesions. *J. Biomed. Inform.* 34, 28–36
- [85] J, B.J. and Roslin, S.E. (2020) Classification of melanoma from Dermoscopic data using machine learning techniques. *Multimed Tools Appl* 79, 3713–3728
- [86] Maiti, A. and Chatterjee, B. (2020) Improving detection of Melanoma and Naevus with deep neural networks. *Multimed. Tools Appl.* 79, 15635–15654
- [87] Wood, A. *et al.* (2008) Evaluation of the MoleMate™ training program for assessment of suspicious pigmented lesions in primary care. *Inform. Prim. Care* 16, 41–50
- [88] Menzies, S.W. *et al.* (2001) Short-term digital surface microscopic monitoring of atypical or changing melanocytic lesions. *Arch. Dermatol.* 137, 1583–1589
- [89] Menzies, S.W. *et al.* (2005) The Performance of SolarScan: An Automated Dermoscopy Image Analysis Instrument for the Diagnosis of Primary Melanoma. *Arch. Dermatol.* 141, 1388–96
- [90] MacLellan, A.N. *et al.* (2021) The use of noninvasive imaging techniques in the diagnosis of melanoma: a prospective diagnostic accuracy study. *J. Am. Acad. Dermatol.* 85, 353–359
- [91] Phillips, J. *et al.* (2020) Dermal thickness and echogenicity using DermaScan C high frequency ultrasound: Methodology and reliability testing in people with and without primary lymphoedema. *Ski. Res. Technol.* 26, 813–823
- [92] Pogue, B.W. and Patterson, M.S. (2006) Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry. *J. Biomed. Opt.* 11, 041102
- [93] Dabrowska, A.K. *et al.* (2016) Materials used to simulate physical properties of human skin. *Ski. Res. Technol.* 22, 3–14
- [94] Aranda-Lara, L. *et al.* (2014) Biological Tissue Modeling with Agar Gel Phantom for Radiation Dosimetry of 99m Tc. *Open J. Radiol.* 04, 44–52
- [95] van Staveren, H.J. *et al.* (1991) Light scattering in Intralipid-10% in the wavelength range of 400–1100 nm. *Appl. Opt.* 30, 4507
- [96] (2022) Euro banknote counterfeiting at historically low level in 2021. *European Bank Central*. [Tiešsaitē]. Pieejams: <https://www.ecb.europa.eu/press/pr/date/2022/html/ecb.pr220128~d65c3326c2.en.html>. [Skatīts 19.12.2022.]

- [97] Aleksandrs Antiņš (2023) Latvijā pērn konstatēts par 26,5% vairāk viltotu naudaszīmju. *LETA*. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://leta.lv/home/important/D5A2950E-2C02-447D-A074-554C615EF429/>. [Skatīts 03.04.2023.]
- [98] (2019) 500 eiro banknote vairs netiks izlaista. *Latvijas Banka*. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://www.bank.lv/component/content/article?id=11682:500-eiro-banknote-vairs-netiks-izlaista>. [Skatīts 19.12.2022.]
- [99] Tauriņš, A. (2020) Naudas drošība un pretviltošana. *Latvijas Banka*. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://www.bank.lv/banknotes-un-monetas/eiro-drosiba>. [Skatīts 21.11.2022.]
- [100] Banka, E.C. (2022) Dizaina elementi. *Eiropas centrālā banka / Eurosistēma*. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://www.ecb.europa.eu/euro/banknotes/design/html/index.lv.html>. [Skatīts 08.12.2022.]
- [101] Bruna, A. *et al.* (2013) Forgery detection and value identification of Euro banknotes. *Sensors (Switzerland)* 13, 2515–2529
- [102] Lee, J.W. *et al.* (2017) A survey on banknote recognition methods by various sensors. *Sensors (Switzerland)* 17
- [103] Viraktamath, S. V. *et al.* (2021) Review on detection of fake currency using image processing techniques. *Proc. - 5th Int. Conf. Intell. Comput. Control Syst. ICICCS 2021*
- [104] Agarwal, A. *et al.* (2016) Review: Techniques for the Characterization of Inks. *IOSR J. Appl. Chem.* 9, 76–96
- [105] Li, B. (2016) An Examination of the Sequence of Intersecting Lines using Microspectrophotometry. *J. Forensic Sci.* 61, 809–814
- [106] Menzyk, A. *et al.* (2015) Physicochemical analysis of inks and methods of evidence evaluation - A review. *Z Zagadnien Nauk Sadowych* 104, 245–278
- [107] Moore, K.L. *et al.* (2019) Determination of Deposition Order of Toners, Inkjet Inks, and Blue Ballpoint Pen Combining MeV-Secondary Ion Mass Spectrometry and Particle Induced X-ray Emission. *Anal. Chem.* 91, 12997–13005
- [108] Calcerrada, M. and García-Ruiz, C. (2015) Analysis of questioned documents: A review. *Anal. Chim. Acta* 853, 143–166
- [109] Sauzier, G. *et al.* (2015) In situ studies into the characterisation and degradation of blue ballpoint inks by diffuse reflectance visible spectroscopy. *Anal. Methods* 7, 4892–4900
- [110] Neumann, C. *et al.* (2011) Forensic examination of ink by high-performance thin layer chromatography-The United States Secret Service Digital Ink Library. *J. Chromatogr. A* 1218, 2793–2811
- [111] Djozan, D. *et al.* (2008) Forensic discrimination of blue ballpoint pen inks based on thin layer chromatography and image analysis. *Forensic Sci. Int.* 179, 199–205
- [112] Causin, V. *et al.* (2008) The discrimination potential of ultraviolet-visible spectrophotometry, thin layer chromatography, and Fourier transform infrared spectroscopy for the forensic analysis of black and blue ballpoint inks. *J. Forensic Sci.* 53, 1468–1473
- [113] Wang, X.F. *et al.* (2008) Identification and dating of the fountain pen ink entries on documents by ion-pairing high-performance liquid chromatography. *Forensic Sci. Int.* 180, 43–49

- [114] Xu, Y. *et al.* (2006) Dating the writing age of black roller and gel inks by gas chromatography and UV-vis spectrophotometer. *Forensic Sci. Int.* 162, 140–143
- [115] Fischer, T. *et al.* (2022) Profiling and imaging of forensic evidence – A pan-European forensic round robin study part 1: Document forgery. *Sci. Justice* 62, 433–447
- [116] Kunicki, M. (2002) Differentiating blue ballpoint pen inks. *Probl. Forensic Sci.* 51, 56–70
- [117] Adam, C.D. (2008) In situ luminescence spectroscopy with multivariate analysis for the discrimination of black ballpoint pen ink-lines on paper. *Forensic Sci. Int.* 182, 27–34
- [118] Khan, M.J. *et al.* (2018) Automated forgery detection in multispectral document images using fuzzy clustering. *Proc. - 13th IAPR Int. Work. Doc. Anal. Syst. DAS 2018*
- [119] Reed, G. *et al.* (2014) Hyperspectral imaging of gel pen inks: An emerging tool in document analysis. *Sci. Justice* 54, 71–80
- [120] Khan, Z. *et al.* (2013) Hyperspectral imaging for ink mismatch detection. *Proc. Int. Conf. Doc. Anal. Recognition, ICDAR*
- [121] Wilkinson, T.J. *et al.* (2002) Use of synchrotron reflectance infrared spectromicroscopy as a rapid, direct, nondestructive method for the study of inks on paper. *Appl. Spectrosc.* 56, 800–803
- [122] Silva, C.S. *et al.* (2013) Classification of blue pen ink using infrared spectroscopy and linear discriminant analysis. *Microchem. J.* 109, 122–127
- [123] van Es, A. *et al.* (2009) Discrimination of document paper by XRF, LA-ICP-MS and IRMS using multivariate statistical techniques. *Sci. Justice* 49, 120–126
- [124] Payne, G. *et al.* (2005) Visible and near-infrared chemical imaging methods for the analysis of selected forensic samples. *Talanta* 67, 334–344
- [125] Hatzistavros, V.S. and Kallithrakas-Kontos, N.G. (2008) Trace element ink spiking for signature authentication. *J. Radioanal. Nucl. Chem.* 277, 399–404
- [126] Maind, S.D. *et al.* (2008) Quantitative evaluation of europium in blue ballpoint pen inks/offset printing inks tagged with europium thenoyltrifluoroacetate by spectrofluorometry and ICP-AES. *Sci. Justice* 48, 61–66
- [127] Egan, W.J. *et al.* (2003) Forensic discrimination of photocopy and printer toners. III. Multivariate statistics applied to scanning electron microscopy and pyrolysis gas chromatography/mass spectrometry. *Anal. Bioanal. Chem.* 376, 1286–1297
- [128] Merrill, R.A. *et al.* (2003) Forensic discrimination of photocopy and printer toners I. the development of an infrared spectral library. *Anal. Bioanal. Chem.* 376, 1272–1278
- [129] Lennard, C. *et al.* (2015) Forensic application of laser-induced breakdown spectroscopy for the discrimination of questioned documents. *Forensic Sci. Int.* 254, 68–79
- [130] Spigulis, J. *et al.* (2017) Method and device for smartphone mapping of tissue compounds, WO2017/012675A1
- [131] Rubins, U. *et al.* (2017) Device for speckle-free imaging under laser illumination, WO 2017/025775 A1

PAPILDU INFORMĀCIJA

Dalība starptautiskās skolās

1. “How to cross the “Valley of Death”; between research and the forensic market”, Multiforesee vasaras skola, tiešsaistē, 22.-24.06.2021.
2. “Biofotonikas un attēlveidošanas doktorantūras studentu vasaras skola BIGSS 2020”, tiešsaistē, 25.-29.08.2020.
3. “MultiForesee training school Operational CSI and Imaging Techniques” (COST akcijas CA16101 ietvaros), Māstrihtā, Nīderlandē, 10.-14.12.2018.
4. “Biofotonikas un attēlveidošanas doktorantūras studentu vasaras skola BIGSS”, Ballivaughanā, Īrijā, 27.08.-2.09.2018.
5. “Biophotonics '17”, Ven, Zviedrijā, 10.-17.06.2017.

Populārzinātniskie raksti

1. J. Spīgulis, I. Ošiņa, “Spectral line imaging: principles, implementation and applications”, Latvian Academy of Sciences, *Yearbook-2022*, 98–101 (2022).
2. J. Spīgulis, I. Ošiņa, V. Lukinsone, U. Rubīns, “LU Atomfizikas un spektroskopijas institūtā izstrādātas jaunas optiskas metodes”, *Zinātnes Vēstnesis*, 1(606), 1–2 (2021).

Populārzinātniskas uzstāšanās

1. Rīta Panorāma, sižets “Ādas veselības pārbaude dažās minūtēs. Latvijā rada jaunas iekārtas”, 08.02.2021.
2. LU jauno tehnoloģiju & inovāciju diena, Zināšanu agora, Rīgā, Latvijā, prezentācija “Portatīva ādas diagnostikas ierīce”, I. Ošiņa, J. Spīgulis, U. Rubīns, Z. Rupenheits, M. Mileiko, 25.09.2020.
3. TV3 raidījums “900 sekundes”, sižets “Latvijā top jauna ierīce, kas ļaus ātrāk atklāt ļaundabīgos ādas audzējus”, 16.01.2020.

Ar doktorantūras tēmu netieši saistīta publikācija

E. V. Plorina, D. Bliznuks, A. Lihachev, A. Derjabo, I. Ošiņa, I. Lihacova, M. Lange, “Optical design improvement for noncontact skin cancer diagnostic device”, *Proc. SPIE*, 10685, Biophotonics: Photonic Solutions for Better Health Care VI, 1068542, p. 147, (2018), doi: 10.1117/12.2307125

Apbalvojums

Viens no nozīmīgākajiem sasniegumiem zinātnē Latvijā 2020. gadā: “Izstrādāta un aprobēta multispektrālās attēlošanas metode ar rekordaugstu spektrālo selektivitāti, kas ļauj bez tieša kontakta detalizēti raksturot objektu optiskās un sastāva īpatnības”, J. Spīgulis, I. Ošiņa, U. Rubīns, E. Kviesis-Kipge, Z. Rupenheits, M. Mileiko.

PATEICĪBAS

Izsaku lielu pateicību promocijas darba vadītājam profesoram *Dr. habil. phys.* Jānim Spīgulim par iesaistīšanu biofotonikas nozarē, par dotajām iespējām manas zinātniskās karjeras pilnveidei un par lielo atsaucību un palīdzību visā darba izstrādes laikā.

Paldies atbalstošajiem kolēģiem Atomfizikas un spektroskopijas institūtā, kas palīdzēja ar zinātniskiem padomiem un ieteikumiem, programmēšanu, dažādām tehniskām lietām, kā arī draudzību, sapratni un atbalstu. Īpaši vēlos pateikties Edgaram Kviesim-Kipgem, Ilonai Kuzminai un Uldim Rubīnam par lielisko darba atmosfēru!

Vēlos pateikties savai ģimenei par atbalstu un atsaucību darba tapšanas gaitā. Īpašs paldies māsam Kristīnei par palīdzību, ieteikumiem un uzmuntrinājumu un manam mīļotajam Tomam par atbalstu un spēku disertācijas rakstīšanas finiša taisnē. Paldies Ingai Pudžai par draudzību un iedvesmu visos šajos studiju gados.

Promocijas darbs izstrādāts ar vairāku starptautisku un valsts mēroga projektu atbalstu: “Viedo materiālu, fotonikas, tehnoloģiju un inženierijas ekosistēma” (VPP-EM-FOTONIKA-2022/1-0001), “LU doktorantūras kapacitātes stiprināšana jaunā doktorantūras modeļa ietvarā” (LU Nr. ESS2021/434), “Multimodāla attēlošanas tehnoloģija ādas jaunveidojumu in-vivo diagnostikai” (LU Nr. ESS2019/314), “Progresīva spektrālās attēlošanas tehnoloģija ādas diagnostikai” (LU Nr. LZP2018/31), “Portatīva ierīce ādas vēža agrīnai bezkontakta diagnostikai (Rūpnieciskie pētījumi)” (LU Nr. ESS2017/190), “Biofotonika: attēlošana, diagnostika un monitorings” (LU Nr. ZD2014/29721), “Inovatīvas ādas diagnostiskās attēlošanas tehnoloģijas” (LU Nr. ESS2014/159).

Izsaku pateicību COST akciju projektiem CA17121 “Correlated Multimodal Imaging in Life Sciences (COMULIS)” un CA16101 “Multi-modal Imaging of Forensic Science Evidence – tools for Forensic Science (MULTI-FORESEE)” par iespēju piedalīties starpvalstu pētījumos.