



**LATVIJAS
UNIVERSITĀTE**

Promocijas darbs

Rīga, 2023



Ilze Ošiņa

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

Doctoral Thesis

**SPECTRAL LINE IMAGING FOR
NON-CONTACT SKIN DIAGNOSTICS
AND COUNTERFEIT DETECTION**



LATVIJAS UNIVERSITĀTE

FIZIKAS, MATEMATIKAS UN OPTOMETRIJAS FAKULTĀTE

Ilze Ošiņa

SPEKTRĀLLĪNIJU ATTĒLVEIDOŠANA BEZKONTAKTA ĀDAS DIAGNOSTIKAI UN VILTOJUMU ATKLĀŠANAI

PROMOCIJAS DARBS

Doktora grāda iegūšanai fizikas nozarē

Apakšnozare: medicīniskā fizika

Rīga, 2023

Promocijas darbs izstrādāts Latvijas Universitātes Atomfizikas un spektroskopijas institūtā laika posmā no 2017. gada līdz 2023. gadam ar vairāku Latvijas un starptautisku projektu atbalstu.

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

Darba zinātniskais vadītājs: profesors *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 var iepazīties Latvijas Universitātes Bibliotēkā Rīgā, Kalpaka bulvārī 4.

LU Fizikas un astronomijas zinātņu nozares promocijas

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

Promocijas padomes sekretāre: **Sintija Siliņa**

© Ilze Ošiņa, 2023

© Latvijas Universitāte, 2023

ISBN 978-9934-36-052-7

ISBN 978-9934-36-053-4 (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.

ABSTRACT

This work is dedicated to researching the possibilities of an innovative multispectral imaging method – spectral line imaging – for practical applications in dermatology and forensics. Prototypes of three, four and five spectral line imaging devices have been developed and successfully tested in a laboratory setting and through clinical measurements. It has been experimentally proven that the sets of spectral images obtained under the illumination of several discrete spectral lines are more useful in non-contact diagnostics of skin neoplasms than the images obtained under the illumination of narrow-band LEDs. Suitability of several modifications of the Beer-Lambert law for skin diagnostics using spectral line imaging was analyzed. Based on the results of clinical measurements, a new data 3D-representation method for the classification of skin neoplasms was proposed. A computer program for the conversion of spectral line images into distribution maps of the main skin chromophores was developed to facilitate advanced diagnostics of malignant (melanoma, basal cell carcinoma) and benign (nevus, seborrheic keratosis, hemangioma, etc.) skin formations.

Effective application of the spectral line imaging method for recognition of printed forgeries was experimentally confirmed, as well. New algorithms and criteria for detecting counterfeits have been proposed as a result of comparative measurements of real-counterfeit Euro banknotes and document samples.

The obtained results were published in 19 SCOPUS-indexed scientific articles (including five articles in Q1-journals) and four patent descriptions, they were presented in 16 reports at international conferences and seminars.

Keywords: spectral imaging, Beer-Lambert law, skin chromophore mapping, skin neoplasms, money and document forgery.

SATURS

APZĪMĒJUMI	7
IEVADS	8
1. PĀRSKATA DAĻA.....	11
1.1. Spektrālās attēlveidošanas metodes un ierīces	11
1.1.1. Hiperspektrālā attēlveidošana	11
1.1.2. Multispektrālā attēlveidošana.....	14
1.1.3. Spektrāllīniju attēlveidošana.....	15
1.2. Ādas uzbūve un optiskās īpašības	19
1.2.1. Ādas uzbūve.....	19
1.2.2. Ādas veidojumi.....	21
1.2.3. Ādas optiskās īpašības	23
1.2.4. Ādas hromofori	28
1.2.5. Vidējais difūzi atstaroto fotonu ceļa garums ādā.....	30
1.2.6. Ādas fototipi.....	33
1.2.7. Ādas jaunveidojumu diagnostikas iespējas.....	34
1.2.8. Ādas maketi.....	38
1.3. Naudas un dokumentu viltojumi.....	40
1.3.1. Naudas viltojumi un to atklāšanas metodes	40
1.3.2. Dokumentu viltojumi un to atklāšanas metodes	44
2. METODIKAS DAĻA.....	47
2.1. Eksperimentālās ierīces	47
2.1.1. Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīce.....	47
2.1.2. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar vienu kameru.....	49
2.1.3. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar divām kamerām.....	51
2.1.4. Piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīce	53
2.2. Spektrāllīniju attēlu uzņemšana un apstrāde.....	54
2.2.1. Ādas jaunveidojumu mērījumu protokols.....	54
2.2.2. Attēlu apstrāde hromoforu koncentrācijas aprēķināšanai.....	56

2.2.3. RGB pārklāšanās (crosstalk) korekcijas aprēķini	57
2.2.4. Hromoforu karšu aprēķināšana.....	59
2.3. Ādas maketu izgatavošana.....	62
2.4. Naudas un dokumentu viltojumu paraugi.....	64
2.4.1. Naudas viltojumu paraugi.....	64
2.4.2. Viltotu dokumentu paraugi.....	66
3. REZULTĀTI UN DISKUSIJA.....	67
3.1. Ādas jaunveidojumu diagnostiskā attēlošana.....	67
3.1.1. Spekrālo līniju un spekrālo joslu mērījumu salīdzinājums	67
3.1.2. Veidojumu diagnostika, izmantojot hromoforu kartes.....	70
3.1.3. Veidojumu diagnostika ar 3D reprezentācijas metodi	76
3.2. Bēra-Lamberta likuma modeļu analīze.....	81
3.3. Eksperimenti ar ādas maketiem.....	85
3.4. Naudas viltojumu pazīmes spektrālīniju attēlos.....	89
3.4.1. Autentisku un viltotu banknošu spekrālo attēlu salīdzinoši mērījumi	89
3.4.2. Autentisku un viltotu banknošu spekrālo attēlu vērtību salīdzinoši mērījumi.....	95
3.5. Dokumentu viltojumu noteikšana	97
KOPSAVILKUMS.....	100
GALVENIE REZULTĀTI UN SECINĀJUMI.....	103
AIZSTĀVĒŠANAI IZVIRZĪTĀS TĒZES	104
PUBLICITĀTE	105
LITERATŪRAS SARAKSTS.....	110
PATEICĪBAS	124

APZĪMĒJUMI

ASI	Atomfizikas un spektroskopijas institūts
<i>Bil</i>	bilirubīns
BLL	Bēra-Lamberta likums
<i>c</i>	koncentrācija
<i>d</i>	slāņa biezums
<i>Deoks</i>	deoksihemoglobīns
ε	ekstinkcijas koeficients
<i>g</i>	anizotropijas faktors
<i>Hb</i>	hemoglobīns
HSI	hiperspektrālā attēlveidošana
<i>I</i>	gaismas intensitāte
IS	infrasarkan
<i>k</i>	vājinājuma koeficients
<i>l</i>	noietā ceļa garums
LDA	lineārā diskriminanta analīze
LED	gaismas diodes
<i>Lip</i>	lipīdi
λ	viļņa garums
M	moli
<i>Mel</i>	melanīns
MSI	multispektrālā attēlveidošana
μ_a	absorbcijas koeficients
μ_{ef}	efektīvais vājinājuma koeficients
μ_s	izkliedes koeficients
μ'_s	reducētais izkliedes koeficients
<i>n</i>	gaismas laušanas koeficients
<i>OD</i>	optiskais blīvums
<i>Oks</i>	oksihemoglobīns
PCA	principiālo komponentu analīze
RGB	sarkans, zaļš un zils
<i>S</i>	spektrālā jutība
UV	ultravioleta

IEVADS

Mūsdienās ir pieejams plašs pētniecības metožu klāsts dažādu objektu – gan dzīvu organismu, gan visdažādāko materiālu – analīzei. Bieži izmantotās metodes ir destruktīvas, piemēram, masspektrometrija [1], lāzera ierosināta sadalīšanās spektroskopija [2], rentgenstaru fluorescence [3] u. c. Dzīvu organismu pētījumos ar šādām metodēm var traumēt audus, kas var atstāt nelabvēlīgu iespaidu uz veselības stāvokli. Lai saglabātu pētījumu objektu neskartu un varētu veikt papildinošus izmeklējumus, nepieciešamas atkārtojamas nedestruktīvas metodes. *In vivo* pētījumiem svarīgs ir iespējami īss izmeklējumu laiks, jo dzīvi objekti laikā ir ļoti mainīgi un fiziski kustīgi. Tāpēc ir nepieciešams attīstīt neinvazīvas, informatīvas, uzticamas, ātras, viegli lietojamas un pēc iespējas lētas pētniecības 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 iegūtas pētāmā objekta atstarošanas īpašības noteiktās spektra joslās no ultravioletā līdz infrasarkanajam diapazonam. Šie ir ļoti vērtīgi dati, jo sniedz individuālu informāciju katram pētāmā objekta attēla pikselim. Hiperspektrālajā attēlveidošanā tiek uzņemti desmiti un pat vairāki simti attēlu blakus esošās spektra joslās, kuru apstrāde prasa ievērojamus laika un skaitļošanas resursus. Bieži interesējošā informācija ir tikai vienā spektra daļā, kā rezultātā liela daļa datu nesniedz noderīgu analītisko informāciju. Tā kā tiek uzņemti daudzi attēli, kopējais attēlu uzņemšanas laiks var būt pat vairākas minūtes [8] – ja tiek pētīts dzīvs organisms, attēlos parādās kustību artefakti, kuri jākorrigē, paildzinot attēlu apstrādes laiku. Jāņem vērā arī tas, ka rezultātā tiek iegūti spektrālo joslu attēli (katrs parasti vismaz 10 nm spektra diapazonā), 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 lāzeri [9]. Līdz ar to būtiski (pat par vairākām kārtām) 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 liniju attēlus [10]. Piemēram, izmantojot biežāk lietoto krāsu jeb RGB kameru, vienā momentuzņēmumā iespējams iegūt trīs spektrālīniju attēlus. Ja pētījumam vajadzīgs plašāks spektra diapazons, var izmantot kameras ar vairāk uztverošajiem kanāliem vai uzņemt papildu momentuzņēmumus.

Darba 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:

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.

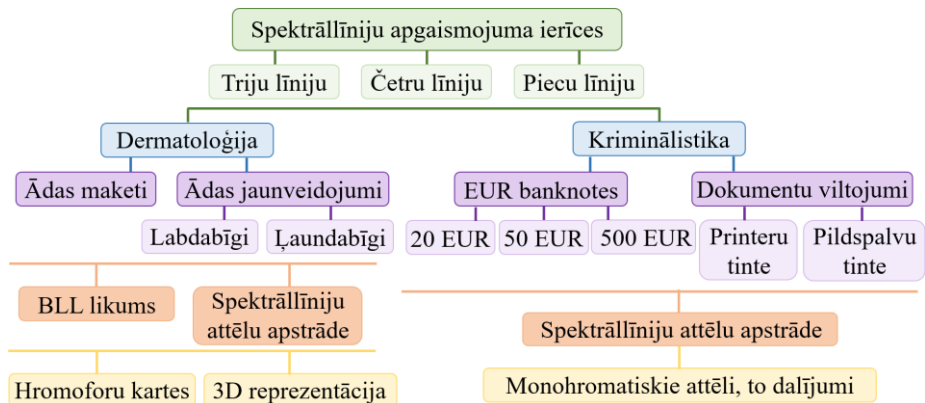
Piedāvātās metodes realizēšanai ir izstrādātas vairākas lāzerlīniju apgaismojuma ierīces. To izveides laikā tika risinātas specifiskas lāzerstarojuma izmantošanas problēmas, piemēram, virsmas vienmērīga apgaismojuma nodrošināšana vienlaikus ar visām izmantotajām spektrālīnijām, lāzerspeklu (“graudu”) minimizācija spektrālajos attēlos. Darbā izveidotas un aprobētas ierīces ar trīs, četrus un piecus lāzerlīniju apgaismojumu.

Šajā pētījumā galvenā uzmanība pievērsta metodes iespējamam izmantojumam dermatoloģijā un kriminālistikā. Sadarbībā ar kvalificētu dermatologu uzņemti vairāki simti *in vivo* ādas jaunveidojumu spektrālīniju attēli, kas pēc tam pārveidoti galveno ādas hromoforu sadalījuma kartēs. Kalibrācijas nolūkos analizēti arī optiskie signāli no ādas maketiem. Pētījuma šīs daļas mērķis bija izpētīt spektrālīniju attēlveidošanas iespējas ādas hromoforu koncentrācijas izmaiņu noteikšanai jaunveidojumos un to objektīvai klasifikācijai. Apskatītas divas rezultātu reprezentācijas metodes: hromoforu sadalījuma kartes individuālu veidojumu analīzei un telpiskā 3D reprezentācija jaunveidojumu grupu tendenču atspoguļošanai.

Kriminālistikas jomā ar vienu no izstrādātajiem prototipiem tika uzņemti un analizēti oriģinālu un viltotu eiro banknošu un drukātu dokumentu spektrālīniju attēli, un viltotu dokumentu printeru un pildspalvu tintes. Tie tika salīdzināti gan vizuāli, gan arī skaitliski, piedāvājot specifiskus viltojumu noteikšanas kritērijus.

Promocijas darbs izstrādāts Latvijas Universitātes Atomfizikas un spektroskopijas institūtā laika posmā no 2017. gada līdz 2023. gadam. Klīniskie mērījumi veikti saskaņā ar ētikas atļauju dermatoloģes Annas Bērziņas pārraudzībā Lāzerplastikas klīnikā Baznīcas ielā 31, Rīgā un LU Zinātņu mājā Jelgavas ielā 3, Rīgā. Euro banknošu mērījumi veikti sadarbībā ar Latvijas Banku, analizējot no apgrozības izņemtas viltotas banknotes un autentiskas banknotes. Viltotu dokumentu analīze veikta sadarbībā ar COST akcijas CA 16101 kolēģiem.

Vispārēja šī pētījuma shēma parādīta 0.1. attēlā.



0.1.attēls. Pētījuma vispārējā shēma

1. PĀRSKATA DAĻA

1.1. Spektrālās attēlveidošanas metodes un ierīces

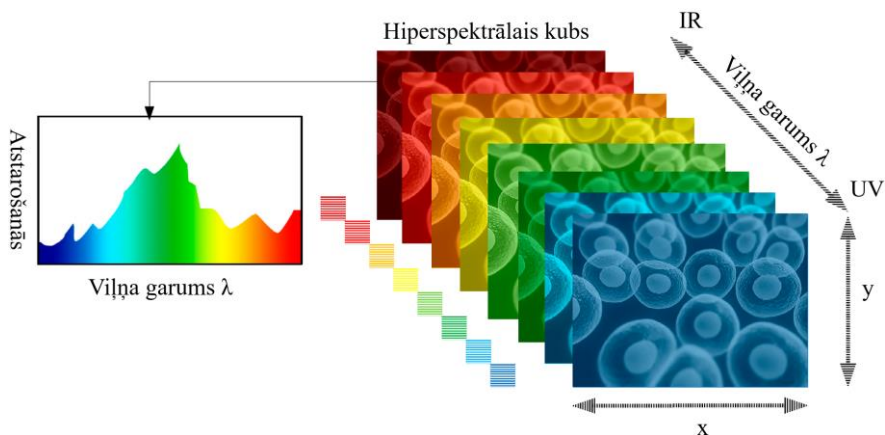
Medicīniskā attēlošana bieži tiek lietota dažādu slimību diagnostikai, ārstēšanai un kā papildu informācija operāciju laikā. Izmanto magnētisko rezonansi, rentgenstarus, optiskās koherences tomogrāfiju, ultraskaņu un citas attēlošanas metodes. Bieži kopā ar šīm metodēm datu apstrādei tiek izmantota dziļā 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]

1.1.1. Hiperspektrālā attēlveidošana

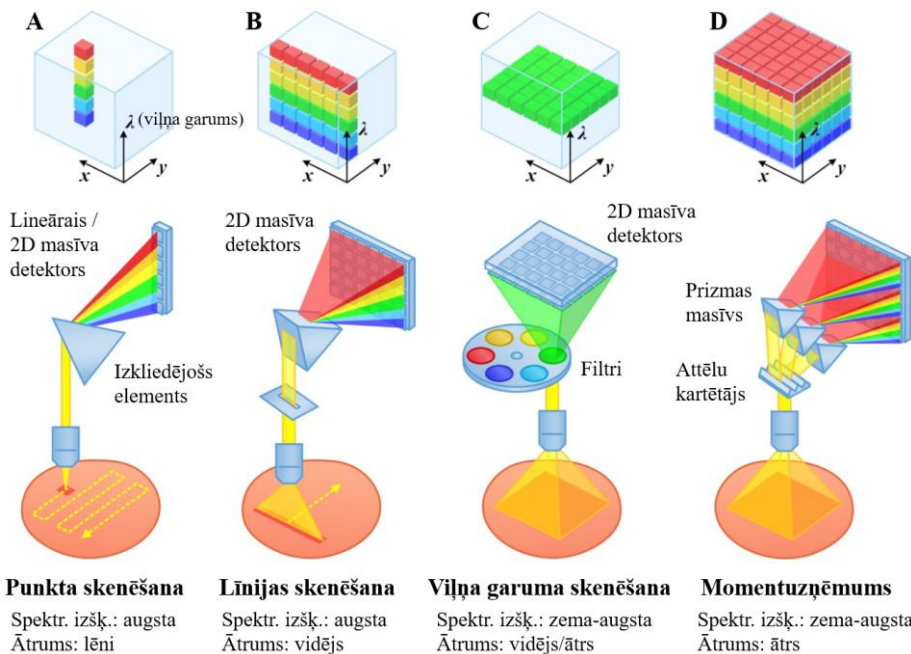
Hiperspektrālā attēlveidošana (HSI – *Hyper-Spectral Imaging*) ir spektrālo attēlu kopas uzņemšana daudzās blakus esošās vai pat savstarpēji pārklājošās spektra joslās. HSI piedāvā plašu spektrālo un telpisko informāciju. Tā tiek izmantota tādās jomās kā ģeoloģijā [12], [13], lauksaimniecībā [14], [15], dārzkopībā [16], [17], pārtikas industrijā [18], [19], medicīnā, piemēram, slimību diagnostikā un kā papildu informācija operāciju laikā [20], [21] u. c.

Hiperspektrālā attēlošana apvieno attēlu uzņemšanu un spektroskopiju. Parasti satur vairākus desmitus vai pat simtus spektrālo attēlu no ultravioletā (UV) līdz infrasarkanajam (IS) spektra diapazonam, kas raksturo uzņemtā objekta atstaroto spektru katrā attēla pikselī. Uzņemšanas laikā tiek iegūts trīsdimensiju kubs jeb hiperspektrālais kubs (1.1. att.). [11]



1.1. attēls. Hiperspektrālais datu masīvs (hiperspektrālais kubs) [11]

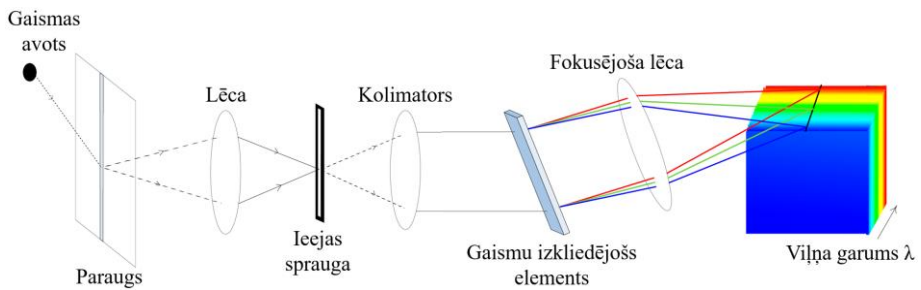
Četras biežāk lietotās hiperspektrālo attēlu iegūšanas metodes ir punkta skenēšana, līnijas skenēšana, viļņa garuma skenēšana un momentuzņēmums (1.2. att.).



1.2. attēls. Hiperspektrālo attēlu iegūšanas metodes: punkta skenēšana (a), līnijas skenēšana (b), viļņa garuma skenēšana (c) un momentuzņēmums (d) [22]

Punkta skenēšanas metodē pakāpeniski tiek iegūta spektrālā informācija par katru attēla pikseli (1.2. (a) att.). Skenējošā galviņa mehāniski tiek pārvietota pa x un y asi, noskenējot visu pētāmo virsmu. Ātrāka metode ir līnijas skenēšana (1.2. (b) att.), detalizēta attēlu iegūšanas shēma parādīta 1.3. attēlā. Paraugšs tiek apgaismots, no parauga atstarotā gaismā caur lēcu tiek ievadīta spraugā. Tālāk gaismu izkliedējošs elements, piemēram, difrakcijas režģis vai prizma, sadala signālu šaurās spektra joslās, un tiek iegūta pilna spektrālā informācija katrā attēla pikselī šajā līnijā (divdimensionāla informācija). Mērījums tiek atkārtots nākamajā parauga līnijā, līdz tiek iegūts pilns trīs dimensiju kubs. Šī metode nesniedz iespēju apskatīt attēlus reāllaikā. [11]

Spektrālā jeb viļņa garuma skenēšanas metode ļauj vienlaikus iegūt pilnu attēlu šaurā spektra joslā (1.2. (c) att.). Šajā gadījumā, uzņemot attēlu, tiek mainīti filtri, nevis skenera telpiskais novietojums. Filtri nosaka, kādu viļņa garumu gaisma veido spektra joslas attēlošanai. Parasti izmanto šķidro kristālu filtrus vai akustiski optiskos filtrus [23]. Ir iespējams apskatīt attēlus reāllaikā



1.3. attēls. Hiperspektrāla kuba iegūšana, izmantojot linijas skenēšanas metodi [11]

katrā spektra joslā atsevišķi. Tas var būt svarīgi, lai nofokusētu attēlu un nomērķētu uz interešu apgabalu. Metodi var viegli realizēt ar optisko fotokameru, endoskopu vai mikroskopu. [11]

Momentuzņēmumā vienlaikus tiek iegūta gan spektrālā, gan telpiskā informācija bez papildu skenēšanas (1.2. (d) att.). Šī iemesla dēļ iegūtie attēli nav ar augstu izšķirtspēju, toties to uzņemšanas laiks ir visīsākais. [24], [25]

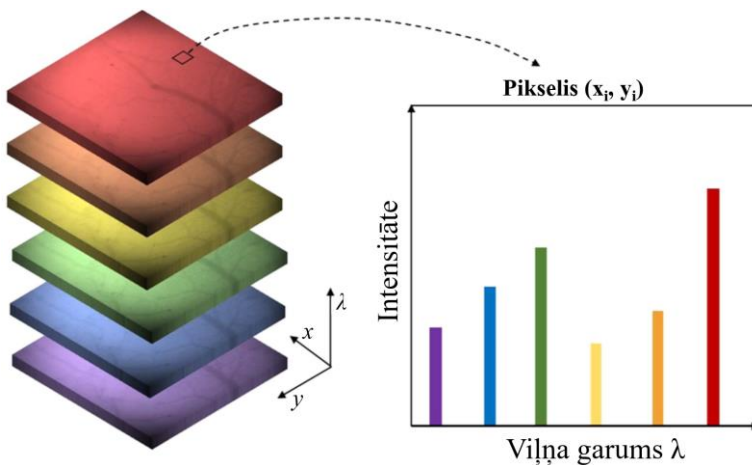
No hiperspektrālajiem attēliem var iegūt noderīgu informāciju par diagnostiku un ārstēšanu atsevišķām audu un šūnu grupām. Mērījumā tiek iegūta ļoti plaša informācija par pētāmo objektu, tādēļ datu apstrāde ir sarežģīta un lēna. Sarežģījumus sagādā, piemēram, spektrālo joslu pārklāšanās un mērinstrumentu troksnis. Spektrālie attēli tiek normalizēti, kompensējot nevienmērīga apgaismojuma ietekmi un uztverošās matricas trokšņus [26]–[28].

Ja kāda spektrālā josla uzrāda pārsvarā tikai troksni, nevis signālu, tā ir jāizslēdz no aprēķiniem. Spektrālais troksnis ir jāizslēdz arī no pārējām joslām [29]. Jāizvēlas datu analīzei noderīgākās spektrālās joslas, lai vienkāršotu aprēķinus un samazinātu datu apstrādes laiku [30], [31]. Lai atvieglotu aprēķinus, tiek samazināta attēlu izšķirtspēja vai izdalītas nozīmīgākās attēla daļas. Šiem uzdevumiem bieži tiek izmantota principiālo komponentu analīze (PCA) [8], [32], lineārā diskriminanta analīze (LDA) [33] un neatkarīgo komponentu analīze (ICA) [34]. PCA samazina dimensiju skaitu, nezaudējot daudz informatīvo detaļu, pārsvarā tikai atdala troksni no svarīgākajām datu daļām. ICA izceļ datu spektrālās īpašības, var lietot kopā ar PCA.

Medicīnas fizikā hiperspektrālo attēlošanu izmanto slimību diagnostikā, klasifikācijā un segmentēšanā. To bieži apvieno ar tādām statistiskās analīzes metodēm kā k-tuvākā kaimiņa noteikšana [35], lineārās diskriminācijas analīze [35], [36], atbalsta vektora mašīnas [35], konvolucionālie neironu tīkli [37], [38] u. c. metodes.

1.1.2. Multispektrālā attēlveidošana

Multispektrālajā attēlveidošanā (MSI – *Multi-Spectral Imaging*) tiek izmantots mazāks skaits atdalītu spektrālo joslu. Robeža starp multispektrālo un hiperspektrālo attēlveidošanu nav konkrēti definēta, daži autori uzskata, ka multispektrālajā attēlveidošanā tiek apskatītas līdz 10 spektrālās joslas [39], citos gadījumos pat līdz 20 joslām [8] vai vairāk. Otrs dalījuma veids ir spektra nepārtrauktība: hiperspektrālajā attēlveidošanā tiek izmantots kvazi-nepārtraukts spektrs, toties multispektrālajā attēlveidošanā parasti informācija tiek iegūta vairākās spektrālās joslās, kas savā starpā nepārklājas [40]. Multispektrālais datu masīvs tāpat satur gan telpisko, gan spektrālo informāciju; attēlošanas spektra joslu pusplatums parasti ir diapazonā 10...50 nm (1.4. att.).



1.4. attēls. Multispektrālais datu masīvs [41]

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]

Attēlu pirmsapstrādei izmanto tās pašas attēlu uzlabošanas un trokšņu noņemšanas metodes kā hiperspektrālajiem attēliem. Arī attēlu tālākai izmantošanai bieži tiek piemeklētas dažādas statistiskās analīzes metodes (skat. 1.1.1. apakšnod.).

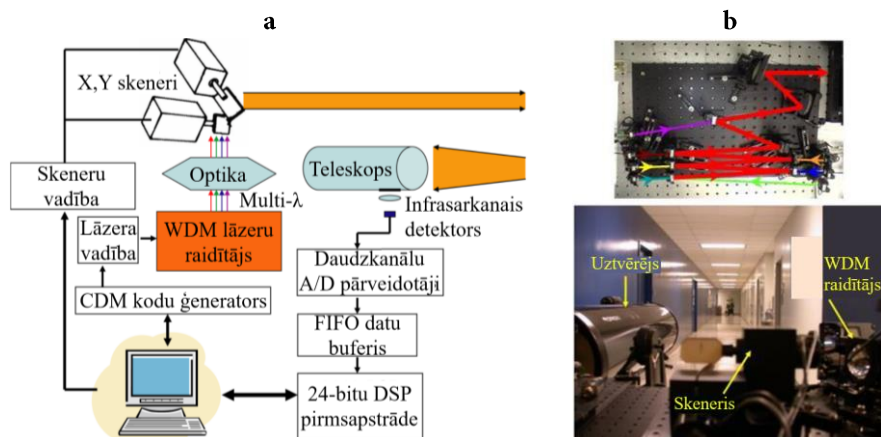
1.1.3. Spekrālīniju attēlveidošana

Spekrālīniju 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]. Piemēram, izmantojot RGB kameru, var izdalīt trīs monohromatiskus attēlus, ja apgaismojumam izmantotas vienlaikus trīs spektrālīnijas. Objekta apgaismojumam visērtāk izmantot lāzeru starojumu [42]. Lāzeru spektrālīniju pusplatums 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. [43]

Lāzeru apgaismojumu lieto Ramana, fluorescences, fototermālajā, fotoakustiskajā un nelineārajā optikā [44]. Plaši tos izmanto LIDAR tehnoloģijās [45], piemēram, ķīmisko vielu noteikšanai, atmosfēras pētīšanai u. c. Lai noteiktu ķīmisko elementu klātbūtni gaisā, ņem vērā konkrētā elementa absorbcijas īpašības. Apgaismojumam izmanto lāzeru, kura viļņa garums sakrīt ar elementa absorbcijas pīķa vērtībām. Šādi var atklāt, piemēram, metāna un tvana gāzes noplūdes. [44], [46]

Spekrālīniju 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. Šādā veidā tiek iegūta pilna spektrālā informācija par katru objekta punktu atsevišķi. Bet, ja apskatāmais objekts ir kustīgs, šādā mērījumā var rasties attēlu kustību artefakti. Informatīvākus datus iespējams iegūt, apgaismojumam izmantojot vairākus viļņa garumus. Cita metode ir veikt pilnu attēlu mērījumus pie secīgi izmainītiem viļņu garumiem, bet šajā gadījumā var saskarties ar lielākiem spektrālajiem kropļojumiem. [44]

1.5. attēlā parādīta eksperimentā shēma spektrālīniju attēlu skenētu punktu uzņemšanai. Tika testētas lāzeru multispektrālās attēlošanas iespējas dažādiem izmantojumiem un to spektrālā izšķirtspēja. Ar spektrālo izšķirtspēju tiek saprasta metodes spēja savstarpēji izšķirt divus principiāli atšķirīgus pikselus, piemēram, dažādas ķīmiskās vielas vai objektus. Eksperimentāli tika



1.5. attēls. Multispektrālās lāzertēlošanas sistēmas blokhēma (a), viļņa garuma dalīšanas (WDM) raidītājs tuvās IS diožu lāzēriem (b, augšā) un sistēmas ārējais izskats (b, apakšā) [44]



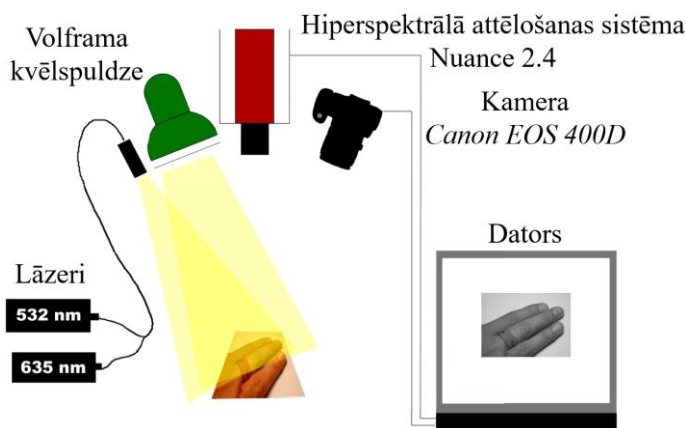
1.6. attēls. Spektrālo attēlu piemēri, kuros parādās izteiktas atšķirības. ASV dolāra autentiska banknote un tās spektrālie attēli (a, augšā), ASV dolāra krāsu kopija un tās spektrālie attēli (a, apakšā), tinšu paraugu analīze (b) [44]

secināts, ka metode uzrāda potenciālu pat pie maza izmantotā viļņu garuma skaita (5–7) IS diapazonā, izmantojot mazjaudas lāzērus. [44]

Viens no iepriekš aprakstītās metodes piemēriem ir apskatīts 1.6. attēlā. Tika salīdzināti rezultāti autentiskai ASV dolāra banknotei un tās krāsu kopijai (1.6. (a) att.). Kā redzams, vislielākās atšķirības parādās 830 nm apgaismojumā – kopijā nevar izšķirt attēla detaļas. 1.6. (b) attēlā parādīta pildspalvu tintes analīze diviem dažādiem marķieriem. Vienā gadījumā marķieris pie visiem apskatītajiem viļņu garumiem izskatās homogēns, savukārt FDC #1 zilajam marķierim var izšķirt dažādas rakstītā teksta zonas. Īpaši labi tās izceļas mākslīgo krāsu attēlos. [44]

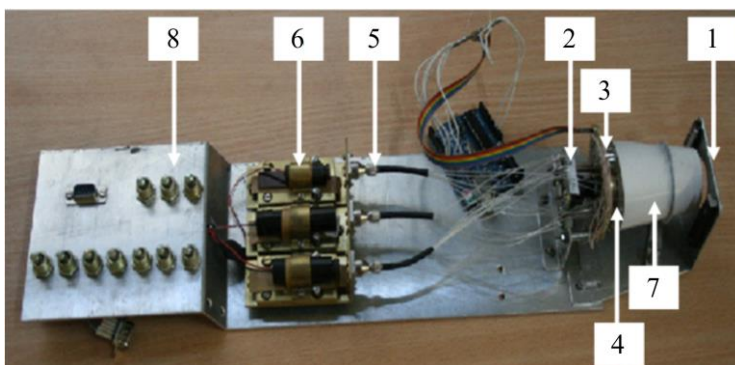
Līdzīgos eksperimentos tika testētas smiltis, kas aplietas ar eļļu un ar ūdeni. RGB attēli uzrādīja tikai smilšu intensitātes atšķirības, savukārt IS lāzerlīniju attēli uzrādīja spektrālās atšķirības. Lai noskaidrotu metodes jutīgumu atkarībā no pētāmā objekta virsmas raupjuma, tika testētas atšķirīgas zaļu tabletes, kas redzamajā gaismā izskatās baltas. Mērījumi tika veikti dažādos leņķos. Spektrālīniju attēli atklāja pat nelielas spektrālās atšķirības. [44]

LU Atomfizikas un spektroskopijas institūta (ASI) Biofotonikas laboratorijā spektrālīniju attēlošanas tehnoloģija pirmo reizi realizēta 2010. gadā [47], ar RGB kameru uzņemot attēlus divu lāzeru līniju (532 nm un 635 nm) apgaismojumā ādas hemoglobīna daudzuma novērtēšanai. Mērījumi tika veikti ar hiperspektrālo kameru, ādu apgaismojot ar volframa kvēlspuldzi, un ar RGB kameru, apgaismojumam izmantojot 5 cm diametrā izvērstu lāzeru staru (1.7. att.). Oklūzijas testos tika pierādīts, ka spektrālīniju attēlveidošana uzrāda augstāku kontrastu hemoglobīna kartēs salīdzinājumā ar hiperspektrālo attēlošanu. Datu apstrāde bija ātrāka un vienkāršāka spektrālīniju attēlošanas gadījumā.



1.7. attēls. Mērījumu shēma multispektrālo un spektrālīniju attēlveidošanas salīdzinājumam [47]

2012. gadā ASI tika izveidots pirmais prototips vienmērīga lāzerstarojuma nodrošināšanai, izmantojot trīs lāzermoduļus (405 nm, 532 nm un 650 nm). Ierīces vizuālais izskats redzams 1.8. attēlā. Lāzermoduļu stari tiek ievadīti SMA savienotājos, kas tos sadala septiņās šķiedrās (kopā 21 šķiedras gals). Šķiedru gali tiek izkārtoti pa apli, iegūstot vienmērīgu pētāmā objekta apgaismojumu. Tika secināts, ka, apgaismojumam vienlaikus izmantojot divus lāzerus un uzņemot vienu momentuzņēmumu, ir iespējams no šī attēla izdalīt divus attēlus pie katra no izmantotajiem viļņu garumiem un rezultātā aprēķināt hemoglobīna vērtības. [48]



1.8. attēls. Eksperimentālā ierīce: 1 – apaļa mērķa zona, 2 – CMOS sensors ar elektronikas daļu, 3 – apgaismojuma gredzens ar 7×3 gaismas diodēm, 4 – apgaismojuma gredzens ar 3×7 izejas šķiedrām, 5 – SMA savienotājs ar septiņām šķiedrām, 6 – lāzermoduļi, 7 – konisks difuzors, 8 – slēdži gaismas diožu uz lāzermoduļu ieslēgšanai un izslēgšanai [48]

Autore iesaistījās pētījumos šajā virzienā 2014. gadā, izstrādājot maģistra darbu [49], un tālāk tos turpināja doktorantūras studijās. Vēlākos gados ar autores līdzdalību izstrādātas vairākas spektrālīniju attēlošanas ierīces, kas detalizēti aprakstītas 2.1. nodaļā. Papildus tam laboratorijā izveidota kompakta piecu spektrālo attēlu uzņemšanas ierīce, ar kuru četrū sekundēs laikā tiek uzņemti pieci secīgi attēli, apgaismojumam izmantojot lāzerdiožu gredzenu ar četrām katra veida lāzerdiodēm: 405 nm, 450 nm, 525 nm, 655 nm un 845 nm [50]. 1.9. attēlā redzams ierīces ārējais dizains un lāzerdiožu gredzens ar piecu dažādu viļņa garumu lāzerdiodēm un baltajiem LED starp tiem, ko izmanto, lai nomērķētu uz pētāmo objektu.



1.9. attēls. Piecu lāzerlīniju attēlošanas ierīces ārējais dizains (a) un lāzerdiožu gredzens (b) [50], [P5]

1.2. 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, t. sk. izkliede, absorbcija un galvenie ādas hromofori, parādīti piemēri, kā iespējams noskaidrot difūzi atstaroto fotonu ceļa garumu ādā, gan to modelējot, gan izmērot eksperimentāli, dažādi ādas fototipi, kā arī ādas jaunveidojumu diagnostikas iespējas un ādas maketu izveidošana.

1.2.1. Ādas uzbūve

Āda ir cilvēka lielākais orgāns, tā atspoguļo organisma veselību un patoloģiskos procesus. Tās pamatfunkcijas ir [51]:

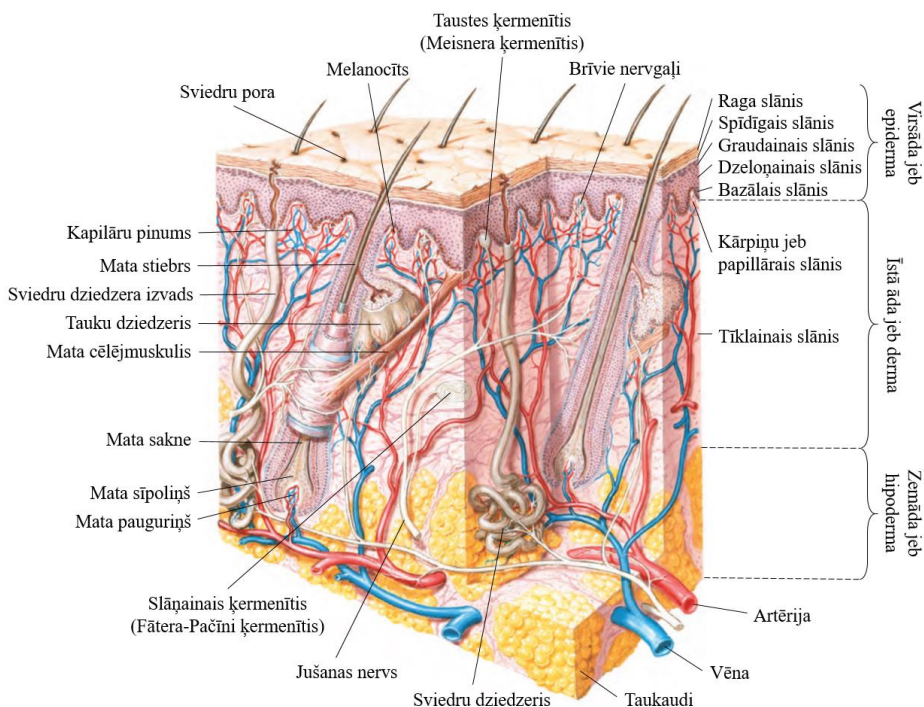
- barjeras funkcija – atdala ķermeņa iekšējo vidi no ārējās, pasargā no mehāniskiem un termiskiem bojājumiem, UV starojuma, ķīmiskām vielām, mikroorganismiem, mitruma zuduma u. c.;
- imunoloģiskā aizsardzība – aizsargā no vīrusiem, baktērijām un parazītiem, jo ādā atrodas imūnās šūnas;
- nodrošina ūdens necaurlaidību – aizsargā no dehidratācijas vai pārāk liela mitruma;
- termoregulācija – to nodrošina zemādas tauku slānis, kas strādā kā termoizolācija, matu folikulas, asinsvadu pinumi un sviedru dziedzeri;
- ražo D3 vitamīnu, kas palīdz uzturēt normālu kalcija un fosfora līmeni asinīs;
- jušanas funkcija – darbojas kā sensors, piemēram, temperatūras, spiediena, sāpju.

Ādu var iedalīt trīs slāņos: epidermā, dermā un zemādā (1.10. att.). Galvenie struktūrelementi ādā ir matu saknes, sviedru un tauku dziedzeri, asinsvadi un nervi.

Epiderma jeb virsāda ir caurspīdīgs ārējais slānis. Tās biezums ir no 0,05 mm plakstiņos līdz 1,5 mm plaukstās un pēdās, vidēji epidermas biezums ir 0,1 mm. Tā sastāv no epitēlija šūnām jeb keratinocītiem. Epidermā notiek šūnu dalīšanās, tiek producētas ragvielas jeb keratīns (olbaltumvielas, ko satur mati, nagi un āda). [51]

Epidermu iedala piecos slāņos [51]:

- bazālais slānis – zemākais epidermas slānis, tajā atrodas keratoblasti, kas spēj ražot savus dublikātus, un melanocīti, kas ražo melanīnu;



1.10. attēls. **Ādas anatomija** [52]

- dzeloņainais slānis – pilda barjeras funkciju, tiek nodrošināta epidermas reģenerācija – atrodas keratinocīti, kas veidojas, daloties keratoblastiem;
- graudainais slānis – keratinocīti zaudē kodolus, pārragojas;
- spīdīgais slānis – tikai biežākajās ādas vietās, piemēram, uz plaukstām un pēdām, pāreja no graudainā uz raga slāni;
- raga slānis – atmirušas, plakanas šūnas keratocīti, kas pildītas ar ragvielū, aizsargā ādu no apkārtējās vides.

Dermas jeb īstās ādas biezums ir 0,5–5,0 mm. Tajā atrodas asinsvadi, limfvadi, nervu šķiedras, matu folikuli, tauku un sviedru dziedzeri. 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 [51]:

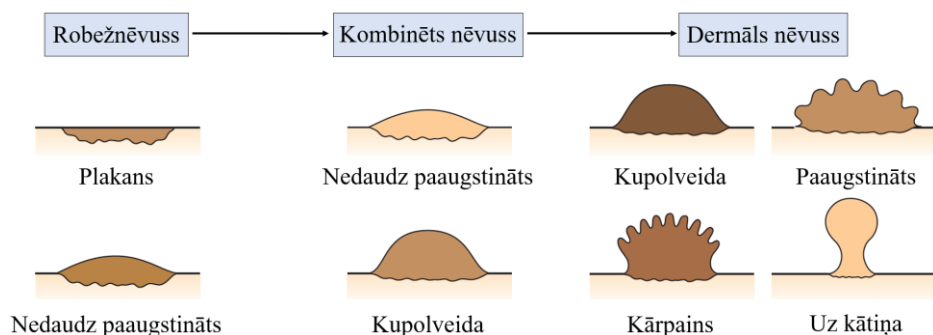
- kārpiņu jeb papillārais slānis – veido irdeni saistaudus, šūnas sakārtotas pauguriņu veidā;
- tīklainais slānis – veido blīvi saistaudus (kolagēni un elastīgās šķiedras), tajā veidojas matu saknes, sviedru un tauku dziedzeri.

Hipodermā jeb zemādā atrodas taukaudi un saistaudi, kā arī matu folikuli un asinsvadi. Taukaudi ir tauku šūnas jeb lipocīti, kas sakopoti daivās. Hipoderma pasargā ķermeni no aukstuma un ievainojumiem, ir barības vielu rezervuārs. [51]

1.2.2. Ādas veidojumi

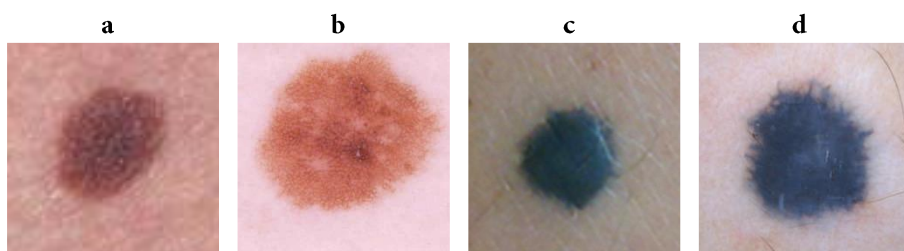
Visizplatītākie labdabīgie ādas veidojumi ir nēvusi un seborejas keratozes. Nēvuss ir dzimumzīmes medicīniskais nosaukums. Tie rodas pigmentšūnu melanocītu proliferācijas rezultātā. Nēvusi visbiežāk ir ar apaļu vai ovālu formu, izmērā no dažiem milimetriem līdz vairākiem centimetriem. Tos iedala iedzimtajos (tie ir jau kopš dzimšanas) un iegūtajos (parādās dzīves laikā). Displastiskie nēvusi ir lielāki nekā tipiskie nēvusi, un tiem ir neregulāra forma – centra daļā tie ir tumšāk brūni, bet ārmalā – gaišāki [53]. Nēvusos var klasificēt arī pēc atrašanās vietas ādas slāņos (1.11. att.) [52]:

- robežnēvusi veidojas bērnībā uz epidermas-dermas robežas, parasti tie 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, parasti tie novērojami tikai pieaugušiem cilvēkiem, visbiežāk ir pacēlušies uz āru no ādas virsmas, ir pigmentēti vai miesas krāsas (1.12. (a), (b) att.).



1.11. attēls. Nēvusu veidi un attīstība [52]

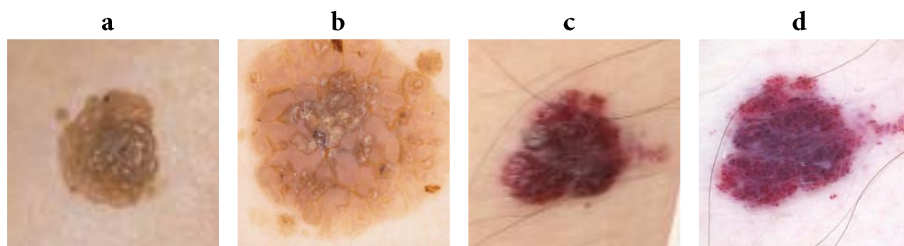
Zilie nēvusi parasti ir iedzimti. Viegli atšķirami no citiem veidojumiem. Regulāras formas ar vienmērīgu brūnganzilu, zilu, pelēkzilu vai pat pelēkmelnu pigmentāciju. Dermatoskopiski tie ir ļoti homogēni veidojumi bez īpašām struktūrām (1.12. (c), (d) att.). [54]



1.12. attēls. Nēvuss dienasgaismā (a), dermatoskopiski (b) [55]; zilais nēvuss dienasgaismā (c), dermatoskopiski (d) [56]

Seborejas keratozes (1.13. (a), (b) att.) parādās pusmūža un vecāka gadagājuma cilvēkiem. Sākuma stadijā ir mazi raupji izciļņi, kas ar laiku sabiezē un iegūst kārpveidīgu virsmu. Krāsu spektrs ir no bālas līdz brūnai. Seborejas keratozes var kļūt ļaundabīgas. Ārēji līdzinās ļaundabīgajai melanomai – var būt tumšas, neregulāras formas, nevienmērīgu pigmentāciju. Šī iemesla dēļ tās reizēm ir grūti diagnosticējamas. [52]

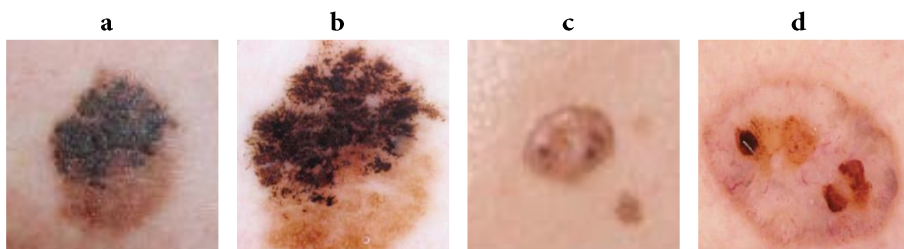
Hemangiomas (1.13. (c), (d) att.) ir labdabīgi asinsvadu veidojumi. Tās parasti ir apaļas vai ovālas formas ar sarkanīgu vai violetu krāsojumu. Hemangiomas sastāv no paplašinātiem asinsvadiem virspusējā dermā. [57]



1.13. attēls. Seborejas keratoze dienasgaismā (a), dermatoskopiski (b); hemangioma dienasgaismā (c), dermatoskopiski (d) [55]

Melanoma (1.14. (a), (b) att.) ir bīstamākā ādas vēža forma, kas var izplatīties pa limfvadiem un radīt metastāzes. Tā attīstās no melanocītiem – ādas pigmentu ražojošajām šūnām. Liela nozīme ir cilvēka ģenētiskajiem faktoriem un UV starojumam. Agrā stadijā tās ir mazas un neregulāras formas, to pigmentācija ir 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. Amelanotiskās melanomas ir bez pigmentācijas, tādēļ visgrūtāk atklājamas. Viens no melanomas diagnostikas parametriem ir mainīgums – tās ar laiku maina izmēru, krāsu un formu, veido čūlas vai asiņo. [54]

Bazālo šūnu karcinoma jeb bazalioma (1.14. (c), (d) att.) ir visbiežāk sastopamais ādas ļaundabīgais audzējs (aptuveni 80 % visu ādas audzēju). Parasti neveido metastāzes, bet lēnām aug lielākas un var ieaukt dziļāk esošajās ādas struktūrās. Galvenais to cēlonis ir intensīva UV staru ietekme. Ir vairāki bazaliomu veidi: mezglainā (pacēlums virs ādas ar spīdīgu virsmu, var asiņot), virspusējā (gareni, brūngani sarkani plankumi uz ādas), rētojošā (veidojas kā rēta bez redzama iemesla), pigmentētā (biežāk cilvēkiem ar tumšāku ādas krāsu). [54]



1.14. attēls. Melanoma dienasgaismā (a), dermatoskopiski (b); bazalioma dienasgaismā (c), dermatoskopiski (d) [55]

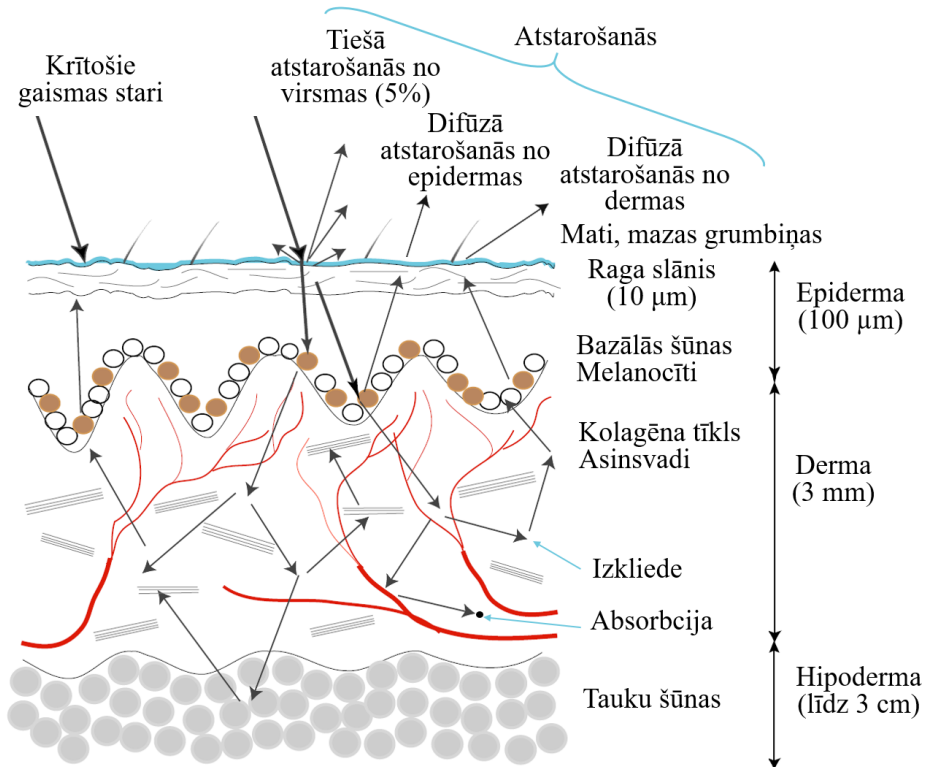
1.2.3. Ādas optiskās īpašības

Optiskais starojums iekļauj ultravioleto, redzamo un infrasarkanā spektra daļu. Gaisma attiecas uz redzamajiem viļņu garumiem 0,4–0,7 mikronu diapazonā, tomēr līdzīgi izplatās arī neredzamais (ultravioletais un infrasarkanais) starojums, tāpēc optiskā starojuma izplatību audos bieži apraksta kā gaismas izplatību. Mijiedarbībā ar ādu gaisma var tikt tieši atstarota no ādas virsmas vai iespieties dziļāk ādas audos, kur tā tiek pilnīgi absorbēta vai izkliedes rezultātā izstarota ārpus ādas audiem, t. sk. difūzās atstarošanās ceļā (1.15. att.) [58], [59]. Gaismas stara ceļu ādā nosaka konkrētā ādas slāņa optiskās īpašības, kuras pamatā ietekmē melanīna, asins un keratīna koncentrācija [60].

Katra ādas slāņa optiskās īpašības var raksturot ar vairākiem no starojuma viļņa garuma atkarīgiem lielumiem: optisko dziļumu, vienas izkliedes albedo un normalizēta tilpuma izkliedes funkciju. Optiskais dziļums raksturo vidējo optiskā starojuma iespiešanās dziļumu, kad tā intensitāte samazinās $1/e$ reizes. Vienas izkliedes albedo raksturo varbūtību, ka gaismas intensitātes samazināšanās notiek izkliedes dēļ. Normalizēta tilpuma izkliedes funkcija raksturo varbūtību, ka izkliede notiks kādā noteiktā virzienā. [60]

Izkliede

Gaismai, krītot uz ādu, ~ 4–7 % atstarojas no tās virskārtas neatkarīgi no viļņa garuma (250–3000 nm) un ādas krāsas, jo izmainās laušanas koeficients (n): gaisam $n = 1,0$, bet epidermas raga slānim $n \approx 1,55$ [59]. Savukārt pārējā starojuma daļa nonāk zem ādas virskārtas un tiek izkliedēta vai absorbēta.



1.15. attēls. Shematiska diagramma gaismas stara ceļam ādā [58], [59]

Izkliede rodas vides neviendabīguma rezultātā – atšķiras laušanas koeficienti dažādām tās zonām. Maza izmēra daļiņas (vismaz 10 reizes mazākas par starojuma viļņa garumu) izraisa Releja (*Rayleigh*) izkliedi, kuru raksturo spēcīga izklienētās intensitātes atkarība no starojuma viļņu garuma ($\sim 1/\lambda^4$). Ja daļiņas ir 10 reizes lielākas par viļņa garumu, dominē Mī (*Mie*) izkliede, kurai raksturīga izklienētās intensitātes telpiska anizotropija. Mī izkliede ir atkarīga no daļiņu izmēra, formas un laušanas koeficienta. Ja daļiņu izmērs ir aptuveni vienāds ar starojuma viļņa garumu (piemēram, kolagēna šķiedras dermā), izklienētās loma ir ievērojama. [59], [61]

Galvenie gaismas izklienētāji ādā ir pavedienveida proteīni. Epidermā tas ir keratīns, bet dermā – kolagēns (18–30 % dermas tilpuma). Izkliede notiek arī

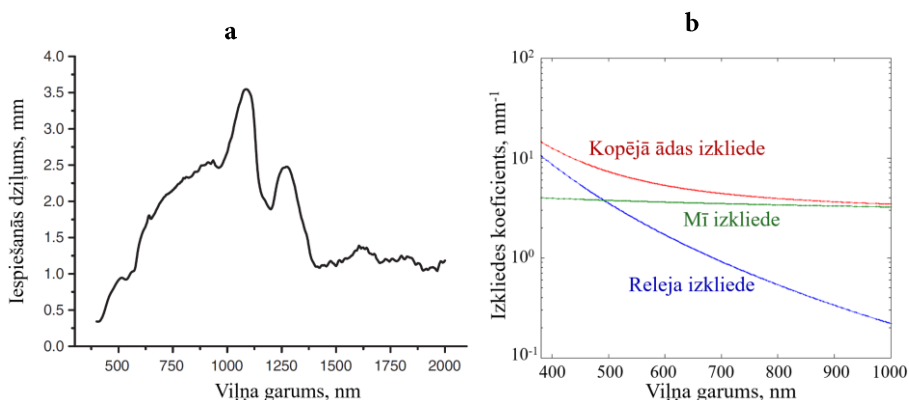
melanosomās, šūnu kodolos, šūnu sienās u. c. Mī izkliede palielinās, palielinoties proteīna pavediena diametram un samazinoties gaismas viļņa garumam. Audos izkliedētās intensitātes maksimums parasti ir virzienā uz priekšu, tāpēc gaisma, kas atgriežas ādas virspusē, ir iekšēji atstarota ļoti daudzas reizes. [62]

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 jeb vidējais kosinuss no izkliedes leņķa θ : $g = \langle \cos\theta \rangle$. [62]

Gaismas iespiešanās dziļums audos ir atkarīgs no viļņa garuma (1.16. (a) att.) – sarkanā gaisma var iespieties audos daudz dziļāk nekā zilā gaisma. Vidējo gaismas iespiešanās dziļumu audos δ var aprakstīt kā:

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}} \quad (1.1.)$$

kur μ_a ir absorbcijas koeficients un μ'_s ir reducētais izkliedes koeficients [63].



1.16. attēls. Vidējā gaismas iespiešanās dziļuma ādā atkarība no viļņa garuma (a) [63], Mī, Releja un kopējā ādas izkliede (b) [64]

Ādai izkliedes koeficientu var izteikt, izmantojot Releja un Mī izkliedi:

$$\mu_s^{āda} = N(\mu_s^{Releja} + \mu_s^{Mī}) \quad (1.2.)$$

kur N ir koeficients, kas apraksta audu izkliedes īpašības ($N \in [1; 10]$), $\mu_s^{Mī} = 11,74 \cdot \lambda^{-0,22}$ ir Mī izkliedes koeficients un $\mu_s^{Releja} = 2,2 \cdot 10^{11} \cdot \lambda^{-4}$ ir Releja izkliedes koeficients (1.16. att. (b)) [64].

Absorbcija

Absorbcija apraksta gaismas enerģijas samazinājumu, tai izplatoties audu vidē. Tās rezultātā fotonu enerģija tiek nodota absorbējošai daļiņai, parasti

organiskai molekulai – hromoforai. Ierosinātā molekula savukārt var izdalīt iegūto enerģiju fotonu emisijas veidā (fluorescence, fosforescence), veicinot ķīmisko reakciju vai pārkārtošanos (fotoķīmija), vai arī uzsildot audus. Lielākā absorbētās enerģijas daļa parasti tiek pārvērsta siltumā un tiek aizvadīta difūzijas ceļā. [65]

Absorbcijas koeficients $\mu_a(\lambda)$ [cm^{-1}] raksturo, kāds vidējais ceļa garums fotonam ir jānolido vidē, pirms tas tiek absorbēts. To var aprēķināt, zinot kopējo caurstaroto (T_t) un kopējo atstaroto (R_t) gaismas intensitātes spektru audu slānim ar biezumu d [66]:

$$\mu_a(\lambda) = \frac{1 - T_t(\lambda) + R_t(\lambda)}{d} \quad (1.3)$$

Absorbcijas aprakstam var izmantot arī ekstinkcijas koeficientu $\varepsilon(\lambda)$ [$cm^{-1} \cdot L/mol$]. Sakarība starp absorbcijas un ekstinkcijas koeficientu:

$$\mu_a(\lambda) = \ln(10) \cdot \varepsilon(\lambda) \cdot c \quad (1.4)$$

kur c ir hromoforu koncentrācija [mol/L] [67].

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 :

$$I = I_0 \cdot e^{-\varepsilon \cdot c \cdot l} \quad (1.5)$$

kur I ir gaismas beigu intensitāte [68], [69].

Bēra-Lamberta likums tiek plaši lietots, jo datu apstrādes laiks ir īss un šī metode ir vienkāršāka par difūzijas teoriju [70], Monte Karlo simulāciju [71], [72], mākslīgajiem neironu tīkliem [73] u. c. metodēm. Izmantojot BLL, var noteikt skābekļa piesātinājumu asinīs [74], oglekļa monoksīda piesātinājumu [75],oksi- un deoksihemoglobīna izmaiņas [76], bilirubīna [77] un melanīna koncentrāciju [78] utt. 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 [79]. Tā kā visas prasības mērījumos nevar ievērot, ir izveidotas vairākas BLL variācijas.

Bēra-Lamberta likums ar papildinājumu, ņemot vērā gaismas zudumus, kas rodas izklijes rezultātā eritrocītos [80]:

$$OD = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) = \varepsilon cd - \log(10^{-sH(1-H)d} + \frac{q\alpha}{q}(1 - 10^{-sH(1-H)d})) \quad (1.6)$$

kur OD ir optiskais blīvums, ϵ ir ekstinkcijas koeficients, c ir koncentrācija, d ir slāņa biezums, s ir parametrs, kas atkarīgs no viļņa garuma, daļiņu izmēra un orientācijas, H apraksta asins tilpumu un q – gaismas uztveršanas efektivitāti.

Pārveidotajā Bēra-Lamberta likumā [81] tiek ņemts vērā diferenciālā ceļa garuma faktors (DPF), kas atkarīgs no absorbcijas un izkliedes koeficientiem un izkliedes fāzes funkcijas, d_{i0} – attālums starp gaismas avotu un detektoru, G – no ģeometrijas atkarīgs lielums:

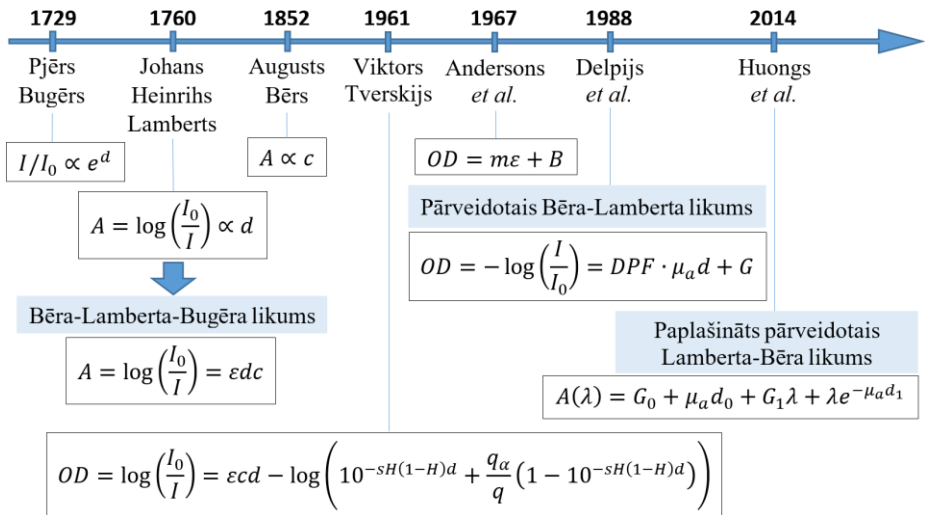
$$OD = -\log\left(\frac{I}{I_0}\right) = DPF \cdot \mu_a d_{i0} + G \quad (1.7.)$$

Paplašināts pārveidotais Lamberta-Bēra likums palīdz precīzāk noteikt skābekļa un oglekļa monoksīda piesātinājumu ādas asinīs [75]:

$$OD = G_0 + \mu_a d_0 + G_1 \lambda + \lambda e^{-\mu_a d_1} \quad (1.8.)$$

kur μ_a ir gaismas absorbcija dermā, d_0 ir gaismas noietā ceļa garums, $G_1 \lambda$ ir gaismas intensitātes samazināšanās izkliedes un absorbcijas dēļ epidermā, $\lambda e^{-\mu_a d_1}$ apraksta gaismas izkliedi dermā.

Vēsturiska Bēra-Lamberta likuma attīstība parādīta 1.17. attēlā.



1.17. attēls. **Bēra-Lamberta likuma vēsturiskā attīstība** [P4]

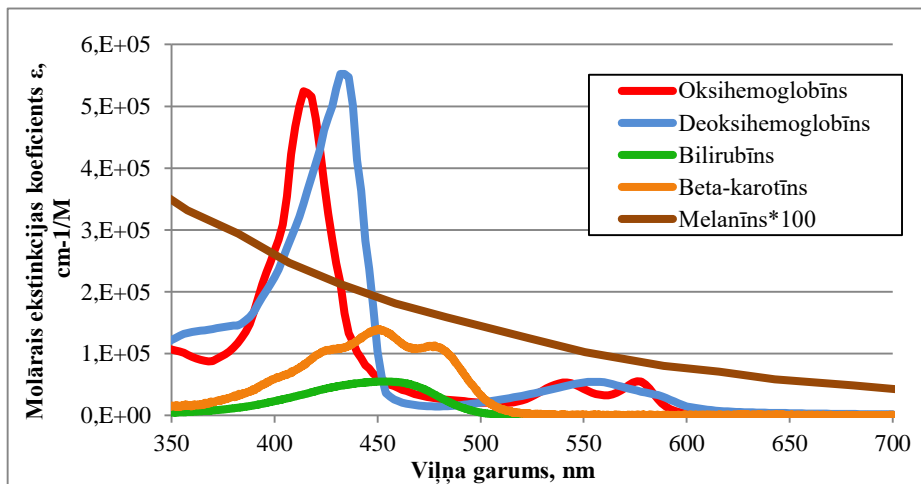
Aspekti, kas jāņem vērā, izmantojot BLL: izkliede [82], daļiņu koncentrācija [83], fluorescence [84], ķīmiskais līdzsvars, instrumentu radītie trokšņi [85], gaismu absorbējošās molekulu kopas [86], liela absorbcija [87], anizotropija [79], liela atstarošanās no virsmas, interference [88], apgaismojuma spektrālās joslas platumu, fona gaismas radītie trokšņi, dihroisms [89] u. c.

Pilnu Bēra-Lamberta likuma attīstības gaitu, dažādas tā modifikācijas, ierobežojumus un izmantojuma iespējas skat. publikācijā P4.

1.2.4. Ādas hromofori

Ādas krāsu nosaka absorbcijas un izkliedes īpašības. Gaismu pārsvarā absorbē ūdens molekulas, proteīni un ādas pigmenti jeb hromofori. Galvenie hromofori cilvēka ādā ir melanīns, oksihemoglobīns un deoksihemoglobīns. [90]

Melanīnu ražo epidermā melanocītos. Melanīna granulas pēc tam tiek sakārtotas melanosomās un caur melanocītu dendrītiem ievadītas keratinocītos. Dažādu ādas krāsu cilvēkiem atšķiras melanosomu izmērs, skaits un izkārtojums keratinocītos, bet melanocītu daudzums visiem ir aptuveni vienāds. Tumšākas ādas krāsas cilvēkiem atšķirībā no gaišas ādas krāsas cilvēkiem ir lielāka melanīna koncentrācija un lielākas melanīna granulas. Ir divu veidu melanīns: brūni melnais eumelanīns un sarkanīgais feomelanīns. Eumelanīns ir vairāk cilvēkiem ar tumšāku ādas krāsu un tumšu matu krāsu. Feomelanīns dominē cilvēkiem ar bālu ādas krāsu un rudiem, blondiem vai gaiši brūniem matiem. Melanīns labi absorbē UV starojumu, bet absorbcijas koeficients monotoni samazinās, pieaugot viļņu garumam (1.18. att.). [51]



1.18. attēls. Ādas hromoforu absorbcijas spektri [91]–[94]

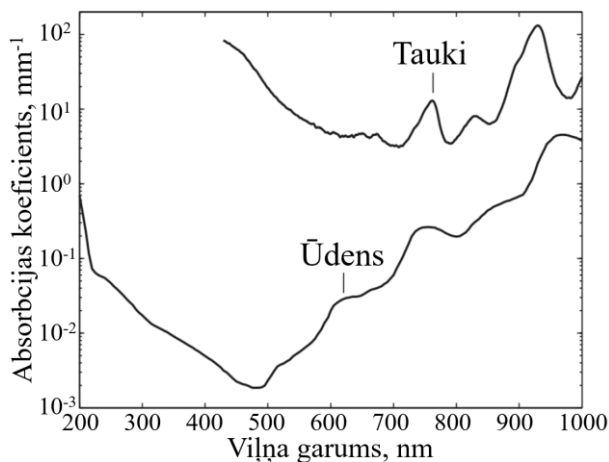
Hemoglobīns atrodas asinīs (konkrētāk – eritrocītu šūnās) un nodrošina skābekļa piegādi cilvēka organismā. Oksihemoglobīns ir hemoglobīns ar piesaistītu skābekli, deoksihemoglobīns ir bez skābekļa. Oksihemoglobīna absorbcijas pīķi ir pie 280 nm, 420 nm, 540 nm un 580 nm, bet pie aptuveni

600 nm tā absorbcija strauji samazinās [90]. Savukārt deoksihemoglobīna absorbcijas maksimumi ir pie aptuveni 430 nm un 555 nm (1.18. att.). Hemoglobīna koncentrācija asinīs vidēji pieaugušā cilvēkā ir 120 līdz 180 g/l. [67]

Bilirubīns ir hemoglobīna sadalīšanās produkts, kas parasti tiek uzsūcts aknās un izdalās žultī, tāpēc uz ādas neparādās. Ja aknas nespēj uzsūkt visu bilirubīnu, tas izpaužas arī kā dzeltenīgs ādas iekrāsojums, piemēram, zīdaiņiem un cilvēkiem, kas slimo ar aknu slimībām. Visbiežāk bilirubīns parādās zilumos, kad sadalās ekstravaskulārie eritrocīti. Bilirubīna absorbcijas spektrs redzams 1.18. attēlā. [67]

Beta-karotīns pasargā cilvēku no pārmērīgas saules ietekmes, jo absorbē gaismu ultravioletajā un zilajā spektra rajonā (1.18. att.). Beta-karotīns atrodas asinsritē, epidermā un zemādas taukos. Vislabāk to var novērot uz sejas, pleciem, plaukstām un pēdām kā dzeltenīgu ādas toni. [67]

Lipīdi jeb ķermeņa tauki labi izkļiedē gaismu. 1.19. attēlā redzams lipīdu absorbcijas spektrs salīdzinājumā ar ūdens absorbcijas spektru. Ūdens vāji absorbē gaismu redzamajā spektra daļā, bet ļoti spēcīgi absorbē to ultravioletajā un tuvajā infrasarkanajā spektra daļā (1.19. att.). Ūdens audos ir sastopams gan starpsūnu šķīdumā, gan ārpusšūnu šķīdumā – asins plazmā. Ūdens koncentrācija ir aptuveni 11 % taukaudos un aptuveni 92 % plazmā. [67]



1.19. attēls. Ūdens un tauku absorbcijas spektrs [67]

Tā kā galvenie ādas hromofori vāji absorbē gaismu spektra daļā no 600 nm līdz 1200 nm, izkļiede šajā diapazonā ir noteicošā, un to sauc par “terapeitisko logu”. Starojums iespiežas dziļāk audos ar mazākiem zudumiem, tādejādi ļaujot iedarboties uz dziļākām audu struktūrām. [90]

1.2.5. Vidējais difūzi atstaroto fotonu ceļa garums ādā

Ādas sastāva noteikšanai, izmantojot optiskās metodes, ir svarīgi zināt vidējo reemitēto jeb difūzi atstaroto fotonu noietā ceļa garumu ādā. Šeit aplūkotas divas metodes, kā to noteikt: pirmā metode ir, izmantojot datorsimulāciju, un otra metode ir, izmērot fotona lidojuma laiku ādā eksperimentāli.

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. 1.1. tabulā redzami modelēšanā izmantotie parametri, kas apraksta tipiska gaišas ādas cilvēka parametrus. Monte Karlo simulāciju veica Aleksandrs Bikovs (*Alexander Bykov*) – vecākais pētnieks Optoelektronikas un Mērtehnikas laboratorijā Oulu Universitātē Somijā.

1.1. tabula. Optiskās īpašības modelētajiem ādas slāņiem, λ – viļņa garums, μ_s – izkliedes koeficients, μ_a – absorbcijas koeficients, g – anizotropijas faktors, n – gaismas laušanas koeficients [P7]

	λ , nm	μ_s , mm ⁻¹	μ_a , mm ⁻¹	g	n
Epiderma	659	20	0,20	0,90	1,36
	532	27	0,60	0,85	1,36
	448	33	1,00	0,84	1,36
Derma	659	18	0,12	0,90	1,40
	532	22	0,30	0,85	1,40
	448	27	0,65	0,84	1,40
Zemādas slānis	659	7	0,07	0,80	1,40
	532	10	0,40	0,76	1,40
	448	14	0,70	0,75	1,40

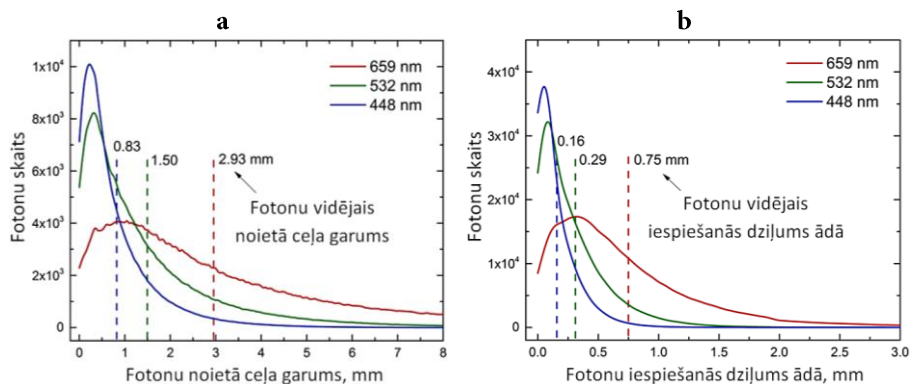
Dažādās ķermeņa zonās ir atšķirīgs epidermas biezums, piemēram, uz acu plakstiņiem tas ir daudz mazāks nekā uz papēžiem. Tādēļ te apskatīti gadījumi, kad epidermas biezums ir 100, 150 un 200 μm . Dermas biezums visos gadījumos ir 1800 μm . Tiek pieņemts, ka paraugu vienmērīgi apgaismo ar staru, kura diametrs ir 50 mm. Difūzi atstarotie fotoni tiek savākti 10 grādu leņķī.

Monte Karlo simulācijā aprēķinātais fotonu vidējais iespiešanās dziļums ādā un ceļa garums katram no trīs viļņu garumiem (448 nm, 532 nm un 659 nm) parādīts 1.2. tabulā. Aprēķinos ņemta vērā vidējā svērtā vērtība.

Simulācijas rezultātus, kad epidermas biezums ir $200\ \mu\text{m}$, var redzēt 1.20. attēlā. Fotonu vidējais noietā ceļa garums ādā tika aprēķināts arī pie 405 nm, 457 nm un 842 nm viļņa garuma (1.21. att.).

1.2. tabula. Monte Karlo simulācijās iegūtie rezultāti fotonu vidējam iespiešanās dziļumam un ceļa garumam ādā [P7]

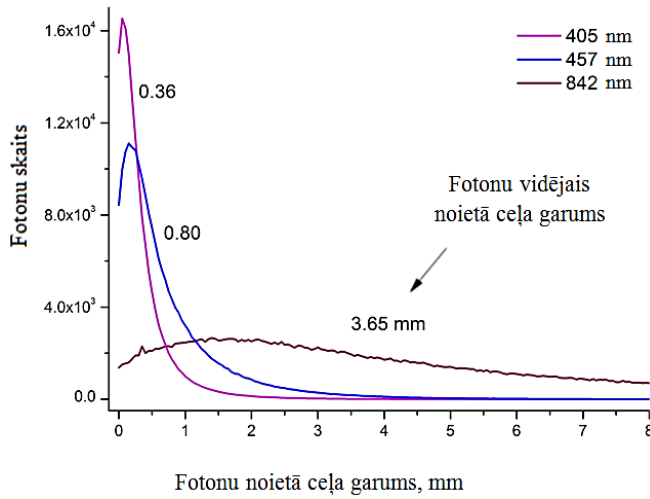
Viļņa garums λ , nm	Epidermas biezums, mm	Fotonu vidējais iespiešanās dziļums ādā, mm	Fotonu vidējais ceļa garums ādā, mm
448	0,20	0,16	0,83
	0,15	0,17	0,88
	0,10	0,18	0,92
532	0,20	0,29	1,50
	0,15	0,31	1,57
	0,10	0,32	1,64
659	0,20	0,75	2,93
	0,15	0,76	2,95
	0,10	0,76	2,98



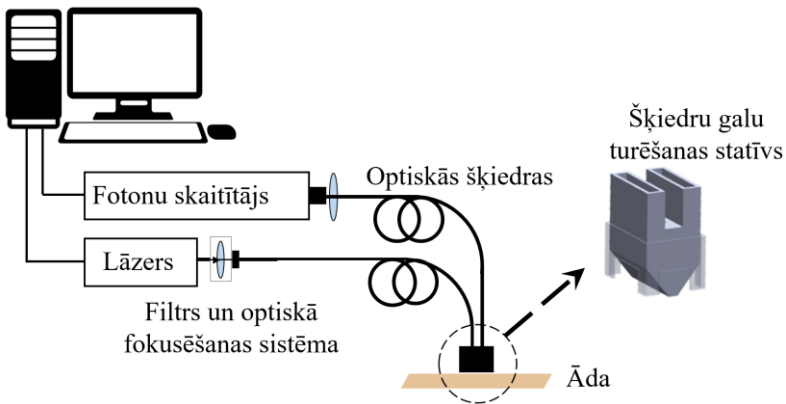
1.20. attēls. Monte Karlo simulācijas rezultāti fotonu noietā ceļa garuma (a) un iespiešanās dziļuma ādā (b) sadalījumam trīs dažāda viļņa garuma gaismas avotiem (448 nm, 532 nm un 659 nm), kad epidermas biezums ir $200\ \mu\text{m}$ [P7]

Ekspimentāli noteiktais fotona izplatības laiks ādā

Fotona izplatības laika ādā noteikšanai tika izmantots platjoslas pikosekunžu lāzers impulsveida režīmā (560–800 nm) kopā ar interferences filtriem, kuru caurlaidības maksimumu solis 40 nm. Tika mērīta veselīga apakšdelma āda [95]. Ar optisko šķiedru ādai pievadīja starojumu septiņās šaurās spektrālās joslās. Difūzi atstarotais signāls tika uztverts piecos dažādos



1.21. attēls. Monte Karlo simulācijas rezultāti fotonu noietā ceļa garuma sadalījumam trīs dažāda viļņa garuma gaismas avotiem (405 nm, 457 nm un 842 nm)



1.22. attēls. Fotona lidojuma laika ādā noteikšanas eksperimentālā shēma [95]

attālumos no ierosmes punkta: 1 mm, 8 mm, 12 mm, 16 mm un 20 mm. Eksperimentālā shēma redzama 1.22. attēlā.

Metodes pamatā ir no laika atkarīga fotonu skaitīšanas metode optisko impulsu formas noteikšanai. Tika salīdzinātas ādā ievadīto un izejā reģistrēto impulsu formas $a(t)$ un $b(t)$. Fotonu reģistrācijas laiku sadalījuma funkciju $f(t)$, sekojot bezgalīgi šauram δ -impulsam, aprēķina no integrāļa, risinot apgriezto problēmu:

$$b(t) = \int_0^t a(t - \tau)f(\tau)d\tau \quad (1.9.)$$

Atpakaļatstaroto fotonu ceļa garuma ādā sadalījumu aprēķina pēc formulas:

$$\phi(s) = f(t) \cdot c/n \quad (1.10.)$$

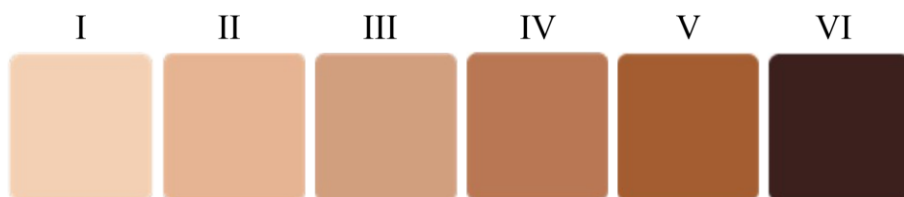
kur c ir gaismas ātrums vakuumā, n ir vidējais gaismas laušanas koeficients virsējam ādas slānim ($\sim 1,4$). Fotonu vidējais noietā ceļa garums ādā tiek aprēķināts kā vidējā vērtība integrētajai ceļa garumu sadalījumu funkcijai. Šādi aprēķinātās vidējās vērtības ādas difūzi atstaroto fotonu ceļa garumam apkopotas 1.3. tabulā. Kā redzams, eksperimentāli iegūtās fotonu noietā ceļa garuma vērtības ir lielākas nekā ar Monte Karlo metodi aprēķinātās.

1.3. tabula. Vidējais difūzi atstaroto fotonu noietā ceļa garums milimetros ar standartnovirzēm pieciem dažādiem attālumiem starotāju un uztvērēju [95]

Centrālais viļņa garums, nm	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

1.2.6. Ādas fototipi

Ādas fototipu klasifikāciju izveidoja Tomass B. Ficpatriks (*Thomas B. Fitzpatrick*) 1975. gadā (1.23. att.). Tā raksturo cilvēka ādas krāsu un ādas atbildes reakciju uz saules UV starojumu (1.4. tab.) [96]. Pirms šīs skalas tika lietota Fēliksa fon Lušana (*Felix von Luschan*) hromatiskā skala, kurā ādas toņus iedalīja 36 krāsu variācijās [97].



1.23. attēls. Ādas toņu klasifikācija pēc Ficpatrika skalas [98]

1.4. tabula. Ficpatrika skala un tās raksturojums [97]

Ficpatrika skala	Ādas krāsa	Jūtība pret saules apdegumiem	Spēja iegūt iedegumu	Jūtība pret ādas vēzi
I	Bāla, gaiša	Augsta, vienmēr apdeg	Gandrīz nekāda	Augsta
II	Gaiša	Augsta, parasti apdeg	Minimāla	Augsta
III	Viegli brūna	Vidēja	Labā	Zema
IV	Vidēji brūna	Zema	Ļoti laba	Zema
V	Tumši brūna	Ļoti zema	Ļoti laba, viegli iedeg	Ļoti zema
VI	Dziļi pigmentēta, tumši brūna / melna	Apdeguma nekad nav	Vienmēr iedeg	Ļoti zema

1.2.7. Ādas jaunveidojumu diagnostikas iespējas

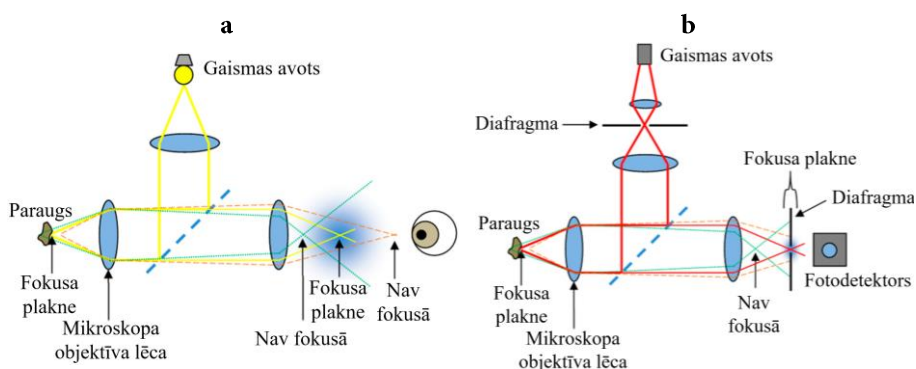
Lai palielinātu izdzīvošanas iespējas, ir ļoti svarīgi laikus atklāt ļaundabīgus ādas veidojumus [99]. Ja melanomas pacienti tiktu identificēti agrīnās tās attīstības pakāpēs, ikgadējās melanomas ārstēšanas izmaksas cilvēkiem, kas vecāki par 65 gadiem, samazinātos par 40–50 % [100].

Mūsdienās vizuāla ādas apskate un dermatoskopija ir zelta standarts ļaundabīgo ādas veidojumu noteikšanai. Tā kā šīs metodes ir balstītas uz ārsta kompetenci, bieži tiek pieļautas kļūdas. Vizuālā apskatē diagnozi nosaka, izmantojot ABCDE likumu: A ir asimetrija, B ir robežu neregularitātes, C ir krāsa, D ir diametrs, E ir attīstība laikā. Dažas melanomas šādi var viegli noteikt, bet daudzām agrīnām melanomām vēl nav izteiktas ABCD pazīmes. [101]

Arī dermatoskopijā liela nozīme ir dermatologa vai onkologa pieredzei. Metodē tiek apvienota digitālā fotogrāfija un gaismas mikroskopija. Ādas veidojums tiek pārklāts ar šķidrums (minerāleļļu, spirtu vai ūdeni) un apskatīts 6–100 reizu lielā palielinājumā polarizētā baltā gaismā. Šādi ir novērojamas veidojumu morfoloģiskās struktūras, pēc kurām tos var klasificēt. Piemēram, melanomas pazīmes ir netipisks pigmentu tikls, neregulāri punkti / globulas un svītras, zili bālgans plīvurs, regresijas struktūras u. c. Bieži pie ļaundabīgiem veidojumiem ar šo metodi tiek klasificēti arī labdabīgi veidojumi. Aizdomīgajiem veidojumiem tiek veikta biopsija jeb veidojuma ķirurģiska izgriešana no ādas, un histoloģijā tiek noskaidrots, vai veidojums tiešām ir bijis ļaundabīgs. Šāda ādas veidojumu pārbaude ir salīdzinoši dārga, jo tiek iesaistīti lieli cilvēkresursi. Kopumā izmeklējumi ilgst divas līdz trīs nedēļas. [54], [102]

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. [102]

Konfokālajā lāzerskenējošajā mikroskopijā (1.24. att.) tiek palielināta optiskā izšķirtspēja un kontrasts, izmantojot diafragmu, kas var tikt pārvietota attiecībā pret fotouztvērēju, tādējādi reģistrējot starojumu no dažāda dziļuma slāņiem. Bieži lieto 830 nm viļņa garuma lāzerstarojumu [4]. Ādas *in vivo* diagnostikā tiek apskatīta ādas virskārta, audu struktūra un šūnu kultūras. Ādas *ex vivo* diagnostikā apskata histoloģiju. Tiek novērtēts šūnu izmērs un forma, epidermas struktūra, dermas kolagēna morfoloģija un keratīns. [103]



1.24. attēls. **Salīdzinājums starp optisko mikroskopiju (a) un konfokālo lāzerskenēšanas mikroskopiju (b)** [102]

Konfokālajā lāzerskenējošajā mikroskopijā pārsvarā izmanto atstarotās gaismas mērījumus un fluorescenci. Atstarotās gaismas mērījumos tiek uztverta tāda paša viļņa garuma gaisma kā apgaismojumam izmantotā, un attēlos var redzēt izmaiņas dažādu laušanas koeficientu dēļ. Fluorescences mērījumos tiek uztverta gaisma, kuras viļņa garums ir lielāks par apgaismojumam izmantoto. Tiek mērīta vai nu ādas autofluorescence, vai fluorescēta krāsa, kas iepriekš ievadīta ķermenī [102]. Metodes trūkums ir ilgais attēlu uzņemšanas laiks un iespējamās dziļums ādā. Jo dziļāk iespēžas gaisma, jo sliktāka ir attēlu izšķirtspēja. [103]

VivaScope 1500 ir komerciāli pieejama ierīce ādas veidojumu diagnostikai, izmantojot konfokālo lāzerskenējošo mikroskopiju. Audos var viegli izšķirt melanocītus. Ar to var apskatīt līdz 8×8 mm lielu ādas laukumu reāllaikā. [4], [101]

Trīsdimensiju topogrāfijas attēlveidošanā var iegūt informāciju par ādas reljefu. Atkarībā no ādas virskārtas tekstūras var noteikt tās struktūru [102]. Optiskajā profilometrijā iegūst augstas kvalitātes attēlus, bet to uzņemšanas laiks ir ļoti ilgs (līdz divām stundām), tāpēc netiek veikti *in vivo* mērījumi [104]. Videoskopijā var iegūt divdimensionālus attēlus ādas tekstūras analīzei [102]. Lāzerspeklu metodē izmanto speklu kontrasta īpašības, kas ir atkarīgas no gaismas avota, virsmas raupjuma un gaismas detektora [105].

Optiskajā koherences tomogrāfijā var iegūt ādas šķērsriezuma attēlus līdz divu milimetru dziļumam. Metodes pamatā tiek mērīta divu gaismas viļņu interference – no references un no parauga atstarotās gaismas. Gaismas avots ir tuvajā infrasarkanajā diapazonā. Paraugā esošās struktūras ar dažādiem gaismas laušanas koeficientiem rada nobīdi fotonu lidojuma laikam, pēc tās var noteikt atstarojošo audu atrašanās dziļumu. Mērījumus var veikt gan ādas šķērsgriezumam, gan apskatīt ādas struktūras tilpumā [5], [106]. *SkinDex-300* tiek izmantots optiskās koherences tomogrāfijas princips. Iespējams noteikt audu mikromorfoloģiskās pazīmes. [101]

Optiskās atgriezeniskās saites interferometrijā lāzers izstaro šauru gaismas staru, tas mijiedarbojas ar pētāmo objektu un tiek atstarots atpakaļ lāzerā. Atstarotā gaisma izmaina optisko izejas jaudu, un var nomērīt sprieguma izmaiņas. Informāciju sniedz signāla fāze, forma un nobīde starp signāla virsotnēm. Viens no ļaundabīgu audzēju parametriem ir palielināts mikrokapilāru tīkls ap audzēju. Izmantojot optiskās atgriezeniskās saites interferometriju, ir iespējams noteikt atšķirības starp veselu ādu un ādu ar palielinātu asinsvadu daudzumu. Izmaiņas audos ar šo metodi var redzēt ātrāk, nekā tās parādās redzamajā vai infrasarkanajā gaismā. [107], [108]

Polarimetriskajā attēlveidošanā izmanto gaismas polarizācijas īpašības, tās satur informāciju par audu struktūras anizotropajām īpašībām. Polarizācijas stāvokļa analizatorā tiek reģistrēta no audiem atstarotā gaisma. Rezultātos atklājas audu struktūras morfoloģiskās izmaiņas, piemēram, kolagēna šķiedru orientācija dažādos audos. Metode ir jutīga dziļākos ādas slāņos, vienkāršāka un lētāka nekā citas optiskās metodes. Pārsvārā tiek izmantotas divas pieejas: Stoksa un Millera attēlveidošana. [109]

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. Pēc šiem parametriem var atšķirt melanomas no nēvusiem, jo tajos ir atšķirīgs kolagēna saturs un orientācija. [102], [110]–[112]

Millera matricas attēlveidošanā tiek iegūta Millera matrica ar 16 elementiem, kas apraksta, kā Stoksa vektors mainās, mijiedarbojoties ar pētāmo paraugu. Metode sniedz informāciju par ādas virsējiem slāņiem [109]. Lai iegūtu precīzāku informāciju, tiek lietotas Millera matricas dekompozīcijas metodes, piemēram, polārā dekompozīcijas metode [113]. Tas, kā izmainās polarizācijas īpašības, ir saistīts ar apstaroto audu veidu, to strukturālo anizotropiju [114]. Polarizācijas pakāpe un lineārās polarizācijas leņķis uzrāda lielas atšķirības starp nēvusiem un melanomām, jo šiem veidojumiem ir dažādas audu struktūras, piemēram, kolagēna šķiedras [110]. Epiderma virs melanomas ir raupjāka nekā virs nēvusiem vai veselās ādas, tādēļ, izmantojot Millera matricu un aprēķinot polarizācijas pakāpi, tās ir iespējams atšķirt [115].

Augstas izšķirtspējas ultraskaņas pigmentētu ādas veidojumu diagnostikā izmanto B režīmu – iegūst melnbaltus ultrasonogrāfijas attēlus no dažādiem ādas slāņiem [116]. Izmantojot *DermaScan C* un krāsu doplerogrāfiju, var redzēt ādas audzēju asinsvadu tīklojumu [101], [117].

Ādas vēža diagnostikai plaši izmanto mašīnmācīšanās algoritmus, analizējot digitālās dermatoskopijas, spektroskopijas, mikroskopijas un histoloģijas attēlus, digitālās fotogrāfijas [118], kā arī spektroskopisko [119], optiskās koherences tomogrāfijas [120] vai 3D skenera (ādas tekstūras) [121] informāciju. Algoritmu uzdevumi ir segmentēt veidojumus, izdalīt dermatoskopiski nozīmīgas pazīmes un klasificēt tos [122]. Ļoti svarīgi ir attēlos pareizi nosegmentēt ādas veidojumu no blakus esošās veselās ādas. Tas nav viegls uzdevums, jo reizēm veidojumu robežas attēlos nav izteiktas. Segmentēšanai lietotie algoritmi ir Otsu sliekšnis, k-vidējais, izplūdušais c-vidējais, neironu tīkli u. c. [123], [124].

Lielākā daļa mašīnmācīšanās algoritmu izmanto melanomas atpazīšanas ABCDE likumu. Tiek novērtētas veidojuma morfoloģiskās pazīmes, kuras var iedalīt trīs kategorijās: krāsa, robeža (forma) un tekstūra [125]. Biežāk lietotie algoritmi ir atbalsta vektora mašīna [120], [124], [126], [127], k-tuvākie kaimiņi [119]–[121], [124], [126], neironu tīkli [126], [127], lēmumu koki [121], [124], [126] un dziļā mācīšanās [122], [128].

Ādas diagnostikā tiek plaši lietota multispektrālā attēlošana. Parasti spektrāli selektīvam apgaismojumam tiek izmantotas gaismas diodes (LED), tās ir lētas, maza izmēra, patērē maz enerģijas un ilgi kalpo [102]. Tiek uzņemta dažādu spektra joslu attēlu sērija, kas sniedz informāciju par ādas struktūru līdz 2 mm dziļumam [101].

SIAscopy ir spektrofotometriskā intrakutānā analīzes metode, kas attēlo ādas hromoforus. Apskatāmais ādas laukums ir 1–2 cm. Tiek iegūti astoņi

šaurjoslu spektrālie attēli spektra intervālā no 400 nm līdz 1000 nm, kas pēc apstrādes sniedz informāciju par kolagēna, hemoglobīna un melanīna daudzumu, kā arī melanīna sadalījumu epidermā un dermā. Rezultātā tiek iegūtas kartes, kuras interpretē ārsts [101]. Seborejas keratozē esošo hiperkeratozi var interpretēt kā dermālo melanīnu un iegūt nepatiesus rezultātus, tādēļ metodi var apvienot ar dermatoskopiju, lai izvairītos no šādām kļūdām [129]. *MoleMate* izmanto multispektrālo digitālo dermatoskopiju, apvienotu ar datora analīzi, tiek noteikts, vai veidojums ir labdabīgs vai jāveic papildu izmeklējumi [130].

Ar *MelaFind* tiek iegūti 10 attēli redzamajā un tuvajā infrasarkanajā spektra daļā. Apgaismojumam tiek izmantots platjoslas gaismas avots (ksenona lampa) ar 10 dažādu viļņa garuma filtriem. Katram veidojumam tiek noteiktas sešas skaitliskas vērtības, kas apraksta analizējamā veidojuma un melanomas līdzības. Ja visas sešas vērtības ir virs sliekšņa vērtībām, tad veidojumu iesaka ķirurģiski izgriezt [101]. Melanomas noteikšanas jutība ir ap 82,5 %, specifiskums ir 5,5 % līdz 52,4 % [131], [132].

Verisante Aura ir ierīce melanomas noteikšanai, tajā tiek izmantota Ramana spektroskopija. Melanomas noteikšanai jutība ir 21,4 %, specifiskums ir 86,2 %. [131]

FotoFinder izmanto uz veidojumu strukturālajām īpašībām balstītus algoritmus veidojumu klasifikācijai. Nosaka, ar kādu varbūtību apskatāmais veidojums ir melanoma. *Moleanalyzer Pro* izmanto dziļās mācīšanās algoritmus. Melanomas noteikšanai jutība ir 88,1 %, specifiskums ir 78,8 %. [131]

SolarScan tiek izmantoti vairāki dermatoskopijas attēli, kas iegūti ar krāsu videokameru un apstrādāti ar datoru algoritmiem [133]. Grūti atpazīt agrīnas melanomas. Melanomas noteikšanai jutība ir 91 % un specifiskums ir 68 % [134].

MoleMaxII, izmantojot dermatoskopu, uzņem fotogrāfijas, un var novērot veidojuma attīstību laikā. Nespēj izšķirt agrīnas melanomas. [101]

Dermagraphix – pilna ķermeņa attēlošana. Var viegli pamanīt jaunus veidojumus. Var nepamanīt svarīgas izmaiņas nēvusos. [101]

1.2.8. Ādas maketi

Ādu imitējošu maketu veidošanas pamatmērķi ir pārbaudīt modeļus un simulācijas praksē, testēt un kalibrēt instrumentus, salīdzināt rezultātus starp dažādām laboratorijām. To izgatavošanai nav vienota standarta. [135]

Par ādas maketu pamatu var izmantot dažādus materiālus ar atbilstošām absorbcijas un izkliedes īpašībām. Ja jāpēta maza izmēra paraugi (< 1 mm), svarīgs ir absorbcijas koeficients $\mu_a(\lambda)$, izkliedes koeficients $\mu_s(\lambda)$ un anizotropijas koeficients $g(\lambda)$. Lielāka izmēra paraugiem svarīgs ir tikai reducētais izkliedes koeficients $\mu'_s = (1 - g)\mu_s$. [135]

Maketu pamatvielas [135], [136]:

- Šķīdrie maketi uz ūdens bāzes. Absorbē gaismu infrasarkanajā daļā. Viļņa garumiem, kas mazāki par 700 nm ir zema absorbcija ($\mu_a < 0,002 \text{ mm}^{-1}$). Var pievienot vajadzīgos hromoforus, lai imitētu vēlamos audus. Bieži izmanto dažādas tintes vai molekulāri absorbējošas krāsvielas, lai atdarinātu asiņu vai melanīna absorbciju audos.
- 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.
 - Tā kā želatīns slikti apraksta visas ādas īpašības, mēdz veidot daudzslāņu maketus, kuros epidermai izmanto citu pamatmateriālu. Želatīna absorbcijas un izkliedes koeficienti ir līdzīgi cilvēka ādai.
 - Agars sastāv no jūraszāļu polisaharīdiem, to var izmantot kā ūdens aizstājēju audu maketos, jo tam ir gandrīz tāds pats lineārais vājinājuma koeficients. [137]
- Citas maketu pamatvielas: poliestera un poliuretāna sveķi (caurspīdīgi, cieti), epoksīda sveķi [138], nevienmērīgs lipīdu šķīdums (lieto arī maketus ar lipīdu ieslēgumiem), istabas temperatūrā vulkanizējies silikons (mīksta gumijas tekstūra, var iekļaut neorganiskus izkliedētājus un absorbentus), polivinilspirta želeja (var kontrolēt elastīgās un izkliedes īpašības), mīkla (viegli pagatavojami), inženierēti audi (izaudzētas kultūras, kas atdarina audu strukturālās īpašības), *ex vivo* audi (piemēram, vistas vai liellopa muskuļi), metāls (termisko īpašību testēšanai), tekstils (kokvilna, zamšāda, poliesteris u. c.).

Intralipīds ir viens no biežāk lietotajiem izkliedētājiem [135], [139]. Ja tiek izmantots 10 % šķīdums, izkliedes koeficientu var aprēķināt kā

$$\mu_s(\lambda) = 16 \cdot \lambda^{-2,4} \quad (1.11.)$$

kur $\mu_s(\lambda)$ ir izteikts mm^{-1} , λ ir izteikts μm . $g(\lambda) = 1,1 - 0,58 \cdot \lambda$ un reducētais izkliedes koeficients $[\text{mm}^{-1}]$ ir

$$\mu'_s(\lambda) = 9,3 \cdot \lambda^{-1,4} - 1,6 \cdot \lambda^{-2,4} \quad (1.12.)$$

Gaismas izkliedei maketos lieto arī polistirola mikrosfēras, kas ir vispiemērotākās standarta maketiem optisko īpašību aprēķināšanai, jo tām viegli var noteikt precīzu izmēru un laušanas koeficientu, bet tās ir salīdzinoši dārgas. Plaši lieto titāna dioksīdu, jo tas ir viegli pieejams, bet precīzi neappraksta audu izklijes spektru. Alumīnija oksīda un bārija oksīda pulveri tiek lietoti integrējošo sfēru iekšpuses pārklājumam, jo tiem piemīt augsta izkliede un maza absorbcija. [135], [138], [139]

Hemoglobīna absorbcijas īpašību imitēšanai bieži lieto asinis, hemoglobīnu vai sarkano tinti, melanīna īpašību atdarināšanai lieto melnu pigmentu uz oglekļa bāzes, piemēram, nigrozīnu. Reizēm izmanto kosmētiskā lietotos pūderus, molekulārās tintes ar šauriem absorbcijas pīķiem vai akrila krāsas. [138]

1.3. Naudas un dokumentu viltojumi

Šajā nodaļā apskatīta otrā izmantojuma tēma – kriminālistika un drukātu viltojumu izpēte. Pirmajā daļā tiek apskatīti drošības elementi eiro banknotēm un to viltojumu atklāšanas metodes, savukārt otrajā daļā sniegts ieskats dokumentu viltojumu pildspalvu un printeru tinšu analizē, līniju secības un dokumentu vecuma noteikšanā.

1.3.1. Naudas viltojumi un to atklāšanas metodes

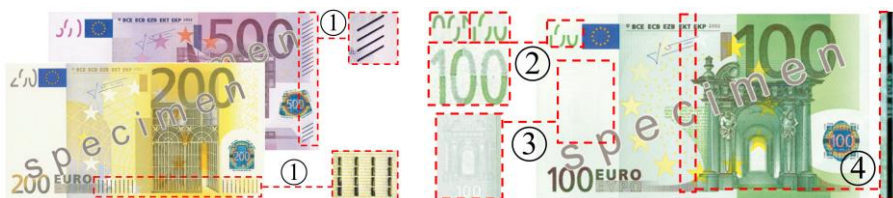
Pēc Eiropas Centrālās bankas datiem, 2021. gadā no apgrozības tika izņemtas 347 000 viltotu eiro banknošu [140], 2022. gadā jau 376 000 banknošu [141]. No tām aptuveni 95 % eirozonas valstīs. Latvijā 2022. gadā tika viltotas par 26,5 % vairāk naudaszīmju nekā 2021. gadā. Eirozonā visbiežāk viltotās naudaszīmes ir 20 un 50 EUR. Aptuveni 15–20 miljoni EUR tiek viltoti katru gadu, visticamāk, ka šie skaitļi ir vismaz par kārtu lielāki, jo, attīstoties viltošanas tehnoloģijām, arī to atpazīšana kļūst sarežģītāka. Īpaši labi tiek viltotas 500 EUR naudaszīmes, kas varētu būt iemesls tam, ka kopš 2019. gada šī banknotes vairs netiek iespiestas, savukārt apgrozībā esošās banknotes vēl joprojām ir derīgas [142].

Drošības elementi

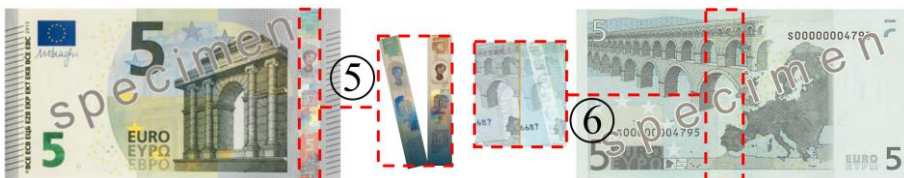
Lai pasargātu Eiropas Savienības ekonomiku un nezaudētu daudzus miljonus eiro, tiek izstrādāti gan dažādi drošības elementi pašās banknotēs, gan uzlabotas viltojumu atklāšanas ierīces.

Drošības elementi, kas tiek iestrādāti eiro banknotēs [143]:

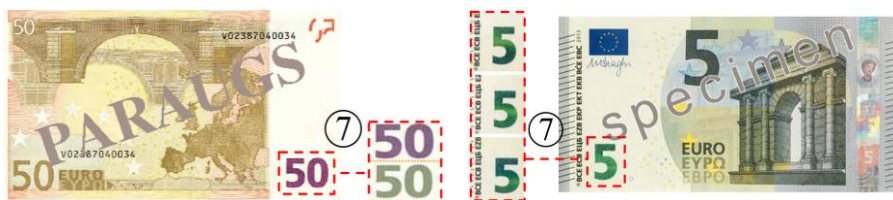
- Papīrs: no tīras kokvilnas, pēc taustes atšķiras no parasta papīra.
- Dobspiedums: ar dobspiedi izgatavoto elementu krāsvielas slānis ir tik biezs, ka to var sajūst ar tausti (1.25. (1) att.).
- Caurskates lodziņā caurejošā gaismā redzams skaidrs attēls (1.25. (2) att.).
- Ūdenszīme: apskatot banknoti pret gaismu, var redzēt daudztoņu attēlu – Eiropas portretu (1.25. (3) att.).
- Aizsargjoslu, apskatot caurejošā gaismā, var saskatīt mikrotekstu: eiro apzīmējumu vai vārdu “Euro” un nomināla ciparu apzīmējumu (1.25. (4) att.).
- Hologrāfiska josla: pagrozot banknoti pret gaismu, var redzēt nomināla ciparu apzīmējumu, eiro simbolu un Eiropas portretu (jaunajām banknotēm), krāsu pāreju (1.26. (5) att.).
- Iridiscētā josla: atkarībā no apskates leņķa mainās attēla krāsa (1.26. (6) att.).
- Optiski mainīga krāsa: apskatot banknoti dažādos leņķos, mainās nomināla krāsa: no violetas uz olīvzaļu (vecajām banknotēm) vai kustīgs gaismas efekts, kas pārvietojas augšup un lejup, mainot krāsu no smaragdzaļas uz tumši zaļu (jaunajām banknotēm) (1.27. (7) att.).
- Mikroteksts: redzams tikai palielinājumā.
- UV gaismā luminiscējoši attēli un aizsargšķiedras: trīs krāsu – dzeltenas, zilas un sarkanas – aizsargšķiedras. Jaunajās banknotēs redzams arī banknotes numurs (1.28. un 1.29. att.).



1.25. attēls. Euro banknošu drošības elementi: ar dobspiedi izgatavoti elementi (1), caurskates attēls (2), ūdenszīme (3), aizsargjosla (4) [143]



1.26. attēls. Euro banknošu drošības elementi: hologrāfiska josla (5), iridiscēta josla (6) [143]



1.27. attēls. Eiro banknošu drošības elementi: optiski mainīga krāsa (7) [143]



1.28. attēls. 20 EUR banknote UV apgaismojumā [143]



1.29. attēls. Jaunā 5 EUR banknote UV apgaismojumā (pa kreisi) un UV-C apgaismojumā (pa labi) [143]

Banknošu krāsas: pelēka (5 EUR), sarkana (10 EUR), zila (20 EUR), oranža (50 EUR), zaļa (100 EUR) un dzeltenbrūna (200 EUR). Uz banknotēm atrodas kāda Eiropas Centrālās bankas bijušā vai esošā prezidenta paraksts: Vilema F. Duisenberga, Žana Kloda Trišē, Mario Dragi vai Kristīnes Lagardas (1.30. att.). [144]

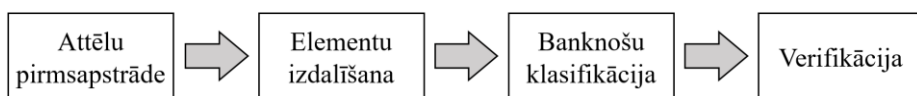


1.30. attēls. Paraksti uz eiro banknotēm [144]

Banknošu atpazīšana un verificēšana

Banknošu atpazīšanas un verificēšanas ierīcēs jāņem vērā banknotes nolietojums, piemēram, dažādi traipi un plīsumi. Parasti redzamajā gaismā viltojumi izskatās tādi paši kā autentiskas banknotes. Viltojumu atklāšanas ierīces ir vai nu ļoti precīzas, bet dārgas (naudas automāti), vai arī salīdzinoši lētas, bet ar mazāku precizitāti. Tās bieži ir aprīkotas ar motoriem, kas banknoti novirza tumšā zonā, kur veic tās analīzi ar gaismas starotājiem un sensoriem. Šie motoriņi palīdz novietot banknotes vēlamajā virzienā, diemžēl iekārtu mehāniskās daļas ar laiku nolietojas. [145]

Vispirms pārbauda, vai banknote atbilst vispārējiem parametriem, tad apskata, vai ir derīgs tās sērijas numurs, kas ir individuāls katrai banknotei [146]. Banknotes autentiskuma pārbaude: uzņem banknotes fotogrāfiju (apgaisojumā, kas ļauj izšķirt detaļas), attēla pirmsapstrāde (pārvērš melnbaltā attēlā, nosaka banknotes robežas), atdala vajadzīgos elementus (segmentē attēlu), klasificē banknotes, identificē valūtu un verificē tās autentiskumu (1.31. att.) [147].



1.31. attēls. **Banknošu analīzes shēma** [147]

Banknotes lietošanas gaitā var būt bojātas, tādēļ attēlu pirmsapstrādē izmanto trokšņu noņemšanas metodes, piemēram, Vīnera vai vidējo filtru. Vienādo attēlu izmērus un gaišumu, visbiežāk pārejot uz attēliem pelēkā skalā, normalizē attēlu spilgtumu un palielina kontrastu, samazina attēlu izšķirtspēju. [146]

Atsevišķu banknotes elementu izdalīšanas metodes: principiālās komponentes analīze, ģenētiskie algoritmi, vietējie binārie modeļi, histogrammas utt. Analīzē krāsu informāciju, atrod elementus, kas saistīti ar banknotes izmēriem u. c. [146]

Dažādas verificācijas metodes: aprēķina vidējās RGB kanālu vērtības, salīdzina ar datubāzi [147]; pārveido attēlu HSV skalā (krāsa, piesātinājums un spilgtums), nosaka banknotes robežas, segmentē attēlu, izšķir elementus un salīdzina ar oriģinālu [147]; segmentē banknotes dažādas daļas, klasificē katru daļu individuāli, no rezultātiem nosaka banknotes klasifikāciju [148]; paātrināti robustās funkcijas metodē nosaka specifiskas objekta īpašības, salīdzina ar referenci, pēc kopīgo pazīmju skaita nosaka banknotes vērtību [149]; vairāku kodolu atbalsta vektora mašīnas metodē sadala banknotes attēlu daļās, no

katras nolasa spilgtuma histogrammu, rezultātus apvieno kopīgā matricā, pēc kuras nosaka banknotes autentiskumu [150]; apskata dažādu banknotes daļu krāsu histogrammas, izmantojot Heminga attālumu, nosaka banknotes autentiskumu [151]; segmentē banknotes, pēc pikseļu vērtībām iegūst 100 unikālās vērtības, analizē tās ar neironu tīkliem [152]; uzņem attēlus redzamajā un IS starojumā, analizē, izmantojot neironu tīklus [153]; apgaismo ar IS LED, uzņem attēlus ar IS kameru, analizē lielākos tumšos un gaišos laukumus [145]; *MoneyTalker* – ierīce, kurā izmanto gaismas atstarošanās un caurlaidības īpašības, apgaismojumam izmanto sarkanu, zaļu, zilu un baltu LED [154]; Eiklīda un k-vidējais klasifikators u. c. [146].

1.3.2. 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 (kāds ir to avots, vai ir lietota viena tinte visā dokumentā vai atšķirīgas), vilkto līniju pārklāšanās vietas, to secība un teksta vecums, kā arī lietotais papīrs. [155]–[159]

Pildspalvu tintes

Tintes veidus var atšķirt pēc krāsvielas, šķīdinātāja veida (ūdens vai organisks) un konsistences (šķidrums vai pastveidīgs). Daudzas tintes satur arī papildu ķīmiskās vielas, piemēram, taukskābes, emulgatorus, mīkstinātājus un polimēru sveķus, kas paredzēti, lai uzlabotu to konsistenci, plūstamību vai nožūšanas īpašības [160].

Parasti tinšu analīzei tiek apvienotas vairākas metodes. Sākumā dokumenti tiek apskatīti ar tos nebojājošām optiskām un vizuālām metodēm, pēc tam ar destruktīvām metodēm. Oficiāli atzītā un viena no senākajām metodēm tinšu veida noteikšanai ir plānslāņu hromatogrāfija (TLC), tai ir izveidota plaša datubāze [161]–[163]. Tiek lietota arī gāzu hromatogrāfija (GC) un augstas izšķirtspējas šķidrums hromatogrāfija (HPLC) [164].

Vizuālai novērtēšanai var izmantot stereomikroskopu (iegūst tintes līniju morfoloģiskos un krāsu raksturlielumus) [157], luminiscences tintes spektrometriju un stereomikroskopiju (identificē pigmentus pēc to kristālu formas un optiskajām īpašībām) [165], [166], ultravioletās-redzamās gaismas spektrofotometriju [163], [167]. Multi- un hiperspektrālo attēlveidošanu var izmantot ķīmiskā sastāva noteikšanai – tās ir ātras bezkontakta metodes, kas nebojā paraugu [168], [169]. Infrasarkanajā spektroskopijā tiek iegūts

kombinēts spektrs no dažādām tintes daļiņām, pēc kura var noteikt tintes pamatvielu un krāsvielu sastāvu, bet ne atsevišķas molekulas. Spekrālajām metodēm secinājumu izdarīšanai objekta spektrs tiek salīdzināts ar datubāzes spektriem vai vairāki spektri tiek salīdzināti savstarpēji, izvēloties parametrus, kuros atklājas analizējamo tinšu neatbilstības [170], [171]. Tiek lietota arī ķīmiskā daudzfaktoru analīze, piemēram, galvenās komponentes analīze un lineārā diskriminanta analīze, lai pieņemtu objektīvu lēmumu par līdzību starp abiem tintes paraugiem [172].

Ramana spektroskopija spēj identificēt atsevišķus pigmentus, tā ir viegla un ātra metode [165]. Labi apvienojama ar rentgenstaru fluorescences [173] vai infrasarkanā spektroskopiju [6]. Uzlabotā virsmas Ramana spektroskopija (SERS) palielina Ramana joslu signālus un novērš fona trokšņus [174].

Paraugus nebojā arī Furjē transformācijas infrasarkanā spektroskopija (FTIR) [163], mikro FTIR (iegūst atsevišķu tinšu spektrus un analizēt tintes sastāvdaļas) [175] un rentgenstaru fotoelektronu spektroskopija (XPS) (analizē plānās kārtiņas, kas atrodas uz pētāmās virsmas) [176].

Destruktīvā metode ir, piemēram, lidojuma laika sekundārā jonu masspektrometrija (ToF-SIMS), to izmanto, lai atšķirtu pildspalvu tintes [177] un analizētu ar pildspalvu vilkto līniju pārklāšanos [178], noteiktu ķīmisko sastāvu [179]. Pieejamas arī citas metodes: kapilārā elektroforēze [180], lāzera ierosināta sadalīšanās spektroskopija (LIBS) [2], ķīmiskā attēlveidošana (analīzei izmanto fluorescences īpašības) [181], enerģiju izkļiedējošā rentgenstaru fluorescences (EDXRF) [182], pilnīgas atstarošanās rentgenstaru fluorescences (TXRF) [3] un spektrofluorometrija [183].

Masspektrometrija (MS) ir viena no biežāk izmantotajām metodēm, ar to var noteikt paraugā esošos savienojumus, piemēram, polimērus, spirtus, krāsvielas u. c. To var lietot kopā ar dažādām statistiskajām un analītiskajām metodēm [159], [184]. Masspektrometrijai ir izstrādāti dažādi papildinājumi: elektroizsmidzināšanas jonizācijas masspektrometrija (ESI-MS) [185], lāzera desorbcijas / jonizācijas masspektrometrija (LDI-MS) [186], lidojuma laika sekundāro jonu masspektrometrija (TOF-SIMS) [187], desorbcijas elektroizsmidzināšanas jonizācijas masspektrometrija (DESI-MS) [1], lāzera ablācijas induktīvi saistītā plazmas masspektrometrija (LA-ICP-MS) [188]–[190], lāzera desorbcijas jonizācijas lidojuma laika masspektrometrija (LDI-TOF-MS) [191], ar matricu veicinātā lāzera desorbcijas jonizācijas masspektrometrija (MALDI-MS) [192] u. c.

Vislabākos rezultātus iepriekš aprakstītās metodes sniedz, tās kombinējot un analizējot dažādas parauga īpašības.

Līniju secība

Līniju secība dokumentā nosaka, vai tajā ir pievienoti vai mainīti ieraksti. Tiek analizētas līniju krustošanās vietas – vai tās ir homogēnas, kura līnija atrodas virspusē utt. Šai analīzei var izmantot mikrospektrofotometriju [156].

Printeri

Uzlabojoties printeru pieejamībai un kvalitātei, paaugstinās viltojumu skaits. Tiek analizēti gan tintes printeri, gan lāzerprinteri [159]. Fotokopiju analizē nosaka lietotā papīra veidu, drukai izmantoto toneri, tā uzklāšanas metodi un magnētiskās īpašības [193].

Līdzīgi kā pildspalvu tinšu analīzei, drukātajiem tekstiem izmanto spektrometriskās tehnikas, kas nebojā paraugu, piemēram, IS un Ramana spektroskopiju, kurām ir izveidotas datubāzes. Šīs ir ātras, vienkāršas un pieejamas tehnoloģijas lielākajā daļā kriminālistikas laboratoriju [194]. Polimēru savienojumu veidus var noteikt, izmantojot difūzās atstarošanās UV-VIS spektroskopiju kopā ar analītiskām daudzfaktoru analīzes metodēm [194], [195] vai lāzeru ierosināto sadalīšanās spektroskopiju (LIBS) [196].

Dokumentu vecums

Dokumentu vecumu var noteikt pēc tajā izmantotās tintes vecuma, jo tintes sastāvdaļas laika gaitā degradējas un izmainās. Lai noteiktu, vai visi ieraksti dokumentā tapuši vienā laikā, analizē tajā lietotās tintes un to uzklāšanas metodes. [159]

Tintes vecuma noteikšana lielākoties ir atkarīga no šķīdinātāja iztvaikošanas kinētikas un tintes komponentu degradācijas. Lai gan tintes degradācijas reakcijas ir izpētītas, reakciju ātrums ir atkarīgs no papīra veida un dokumentu glabāšanas vides, piemēram, temperatūras, atrašanās saulē un mitruma pakāpes. [159]

2. METODIKAS DAĻA

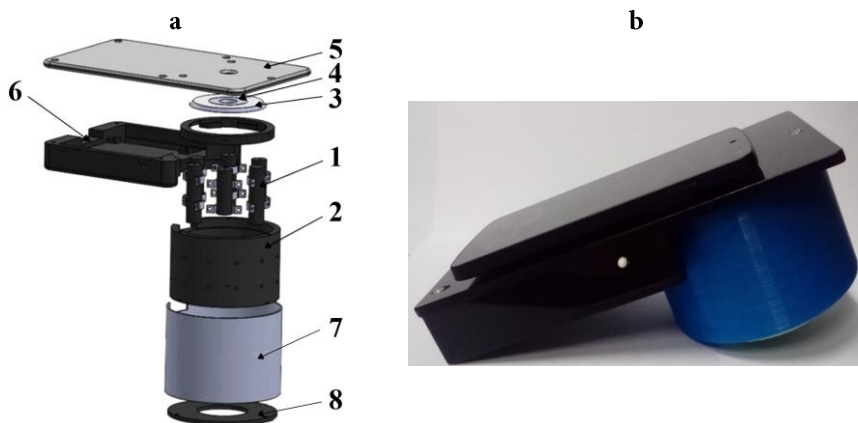
2.1. Eksperimentālās ierīces

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 [49].

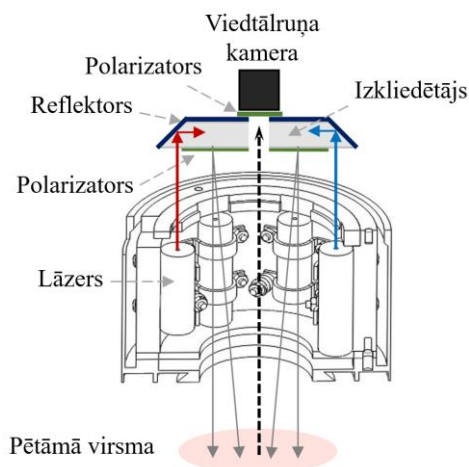
2.1.1. Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīce

Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīce tika izstrādāta LU Atomfizikas un spektroskopijas institūtā [197]. 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.

2.1. (a) attēlā ir redzama ierīces principiālā shēma un (b) – ierīces izskats. Principiālajā shēmā ir attēloti seši lāzeru moduļi (1), divi no katra viļņu garuma veida, kuru starojums vērsts virzienā vertikāli uz augšu. Lāzeru moduļi ir ar skavām piestiprināti pie iekšējā cilindra (2), kas nodrošina nemainīgu attālumu līdz pētāmai virsmai. Atstarojošs disks (3) novirza lāzera starus uz gredzenveida



2.1. attēls. Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīces konstrukcija (a): 1 – lāzeru moduļi, 2 – iekšējais cilindrs, 3 – atstarojošs disks, 4 – riņķveida izkļiedētājs, 5 – platforma ar kameras lodziņu, 6 – barošanas bloka nodalījums, 7 – ārējais cilindrs, 8 – attēla zonas gredzens; un tās izskats komplektā ar viedtālruni (b) [P7, K5, K7, K8, K9, K10]

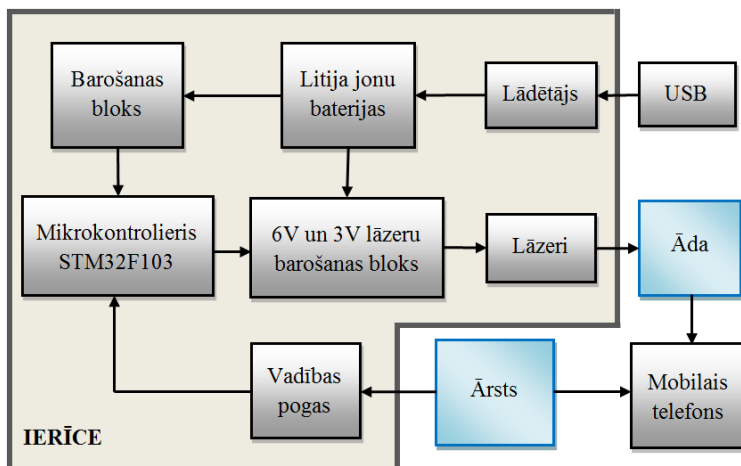


2.2. attēls. **Optisko staru gaita triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīcē** [P1, K6, K7, K8, K9]

izkliedētāju (4). Detalizētāka shēma atstarojošajam diskam un gredzenveida izkliedētājam redzama 2.2. attēlā. Platforma ar kameras lodziņu (5) ir noklāta ar lipīgu, nesmērējošu virsmu (*Grippy Pad*), kas nodrošina ērtu jebkura modeļa viedtālruņa piestiprināšanu pie ierīces. Barošanas bloka nodalījumā (6) ir ievietoti elektronikas un baterijas elementi. Ārējais cilindrs (7) pasargā ierīci no mehāniskiem bojājumiem. Attēla zonas gredzena (8) iekšējais rādiuss ir 40 mm. Tam piestiprināts silikona gredzens, kas samazina mehānisko spiedienu un nodrošina ciešu kontaktu ar pētāmo virsmu.

2.2. attēlā redzama optisko staru gaita ierīcē. Lāzera stari tiek vērsti augšup uz atstarojošo disku (reflektoru) un atstarojas no organiskā stikla diska koniskās malas, kas veido 45 grādu leņķi ar optisko asi, un tiek novirzīti uz diska centru. Tad tie tiek izkliedēti virzienā uz leju gredzenveida izkliedētājā, kas ir izgatavots no organiskā pienstikla. Atstarojošā elementa biezums ir 3 mm, un ārējā diska diametrs ir 60 mm; tas no augšpuses ir pārklāts ar alumīnija kārtiņu. Izkliedējošā elementa ārējais diametrs ir 50 mm. Starojums caur pirmo polarizatoru tiek novirzīts uz pētāmo virsmu. Objekta attēlu uztver viedtālruņa kamera, kurai priekšā atrodas otrs polarizators, kas vērsts perpendikulārā virzienā pirmajam, lai nepieļautu no virsmas atstarotās gaismas reģistrāciju.

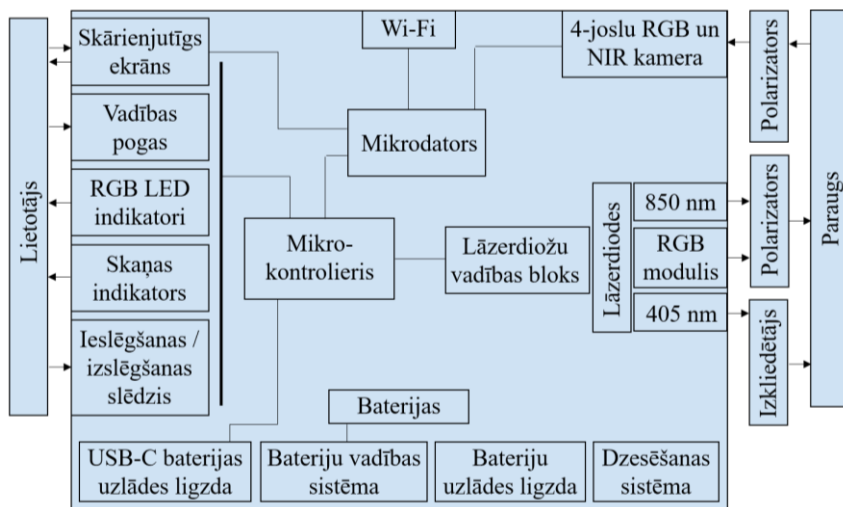
Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīces blokshēma parādīta 2.3. attēlā. Šajā gadījumā to izmanto ādas hromoforu kartēšanā. Ādas vietā var tikt pētīti arī citi objekti. Izmantojot mikrokontrolieri (STM32F103), tiek vadīti trīs lāzeru moduļu pāri, kas var tikt ieslēgti vai nu kopā, vai katrs atsevišķi, izmantojot vadības pogas. Ierīce tiek darbināta, izmantojot divas atkārtoti uzlādējamās baterijas (*Samsung* 18650 3.7 V Li-jonu).



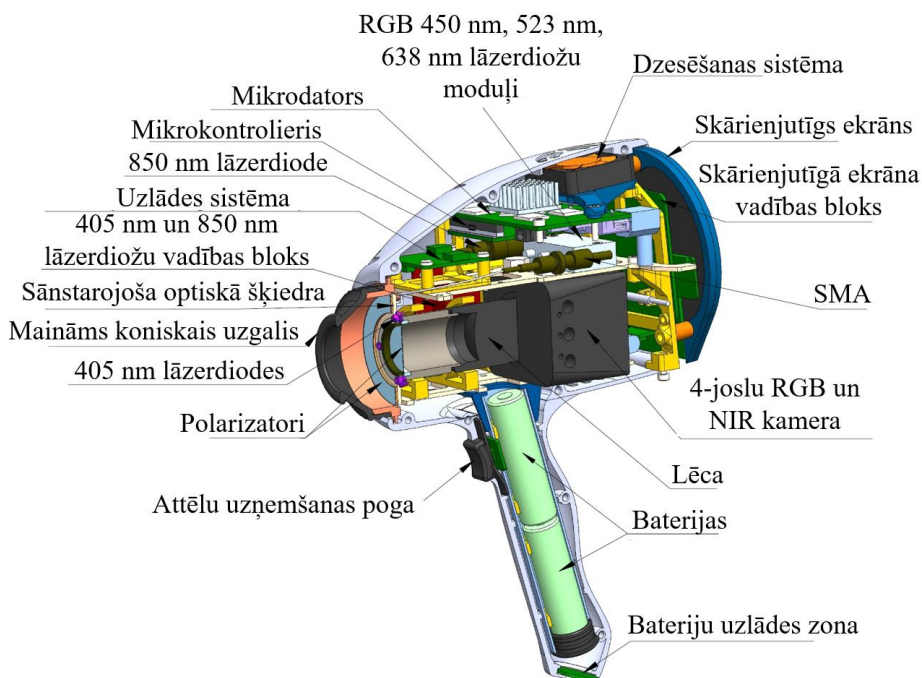
2.3. attēls. Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīces blokshēma [P7, K7]

2.1.2. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar vienu kameru

Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīces blokshēma ir redzama 2.4. attēlā, ierīces dizains – 2.5. un 2.6 attēlā. Ierīcē tiek izmantoti divi lāzermoduļi: RGB lāzermodulis (*Elite Optoelectronics*), kas vienlaikus izstaro trīs spektrālās līnijas (450 nm, 523 nm un 638 nm, ~20 mW jaudas katrs) un 850 nm lāzermodulis (RLDH850-40-3, *Roithner*). Lāzermoduļu izejas SMA gali ir savienoti ar spirālveida sánstarojošu optisko šķiedru ar 400 mikronu silīcija dioksīda stikla kodolu (*Light Guide Optics Ltd.*), kas nodrošina pētāmā objekta vienmērigu apgaismojumu [R2]. Šķiedras priekšā novietots redzamās un tuvās infrasarkanās gaismas polarizators (#33084, *Edmund Optics*).



2.4. attēls. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīces ar vienu kameru blokshēma [P6]



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



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

Četras 405 nm lāzerdiodes (DL-5146-101S, *Roithner*, 40 mW) ir izvietotas pa apli šķiedru kūļa iekšpusē, lai nodrošinātu ādas autofluorescenci. Ierīcei ir maināmi apaļi uzgaļi ar izejas diametru 10 mm, 20 mm vai 30 mm, no iekšpuses tie ir pārklāti ar melnu plēvi, lai izvairītos no nevēlamas iekšējās atstarošanās (*Spectral Black*, *Actar*). Ierīce tiek darbināta, izmantojot četras atkārtoti uzlādējamas litija jonu baterijas (INR18650-35E, *Samsung*). Attēlu uzņemšanai tiek lietota četru joslu RGB un tuvā infrasarkanā starojuma spektra kamera

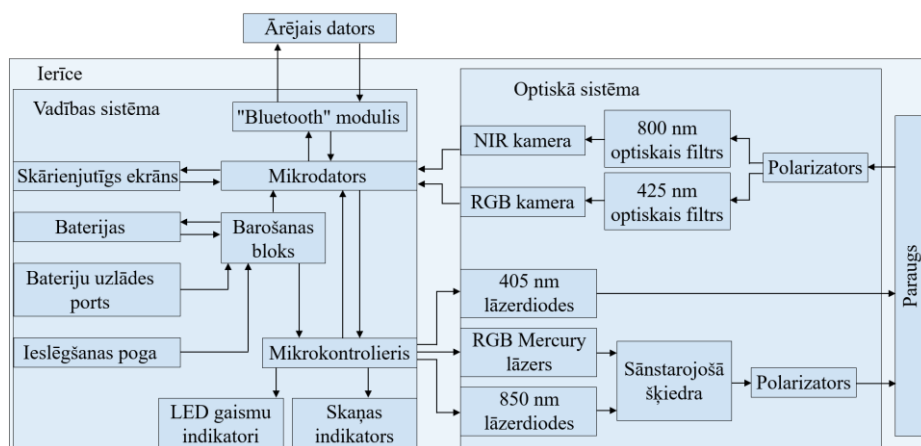
(MSC-RGBN-1-A, *Spectral Devices Inc.*), kuras priekšā novietots 420 nm filtrs, objektīva lēca (25 mm #67-715, *Edmund Optics*) un perpendikulāri orientēts redzamās un tuvās infrasarkanās gaismas polarizators (#33084, *Edmund Optics*). Attēli tiek saglabāti mikrodatorā (SBC, Rock960, Vamrs) un ar *Wi-Fi* palīdzību pārsūtīti uz ārējo datoru.

Ierīces darbības princips: ieslēdz ierīci un izvēlas darbības veidu: uzņemt attēlu tikai RGB un IS apgaismojumā, tikai autofluorescences režīmā (405 nm lāzerdiožu apgaismojumā) vai apvienot abus režīmus. Ieslēdz kameru un lāzerapgaismojumu, lai nomērķētu uz pētāmo apgabalu. Ekrānā var redzēt, vai novietojums ir precīzs. Nospiežot *start* pogu, secīgi tiek uzņemti divi vai viens attēls. Tos var apskatīt gan pašā ierīcē, gan pārsūtīti uz ārējo datoru pēcprātī.

2.1.3. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar divām kamerām

Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar divām kamerām ir prototips iepriekš aprakstītajai ierīcei ar vienu četrkanālu kameru. Tiek lietots tāds pats apgaismojums kā iepriekš aprakstītajā ierīcē, tikai attēli tiek uzņemti ar divām kamerām.

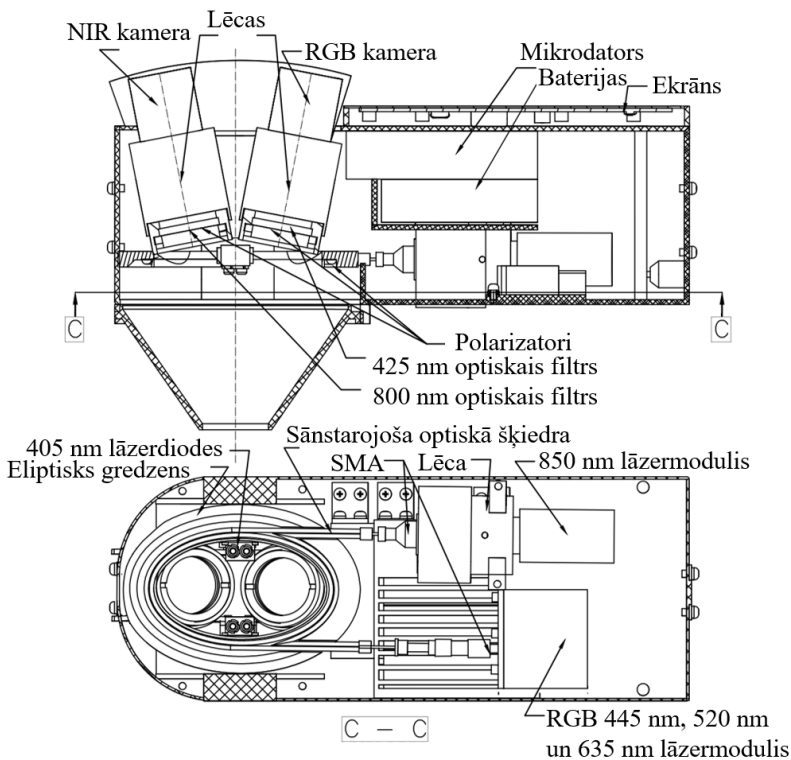
2.7. attēlā ir parādīta ierīces blokshēma. Apgaismojumam tiek lietoti divi lāzermoduļi: RGB lāzermodulis (*Elite Optoelectronics*, ~20 mW katrāi spektrālajai līnijai: 450 nm, 523 nm un 638 nm) un 850 nm lāzermodulis (RLDH850-40-3, *Roithner*, 40 mW), kuru stari ir ievadīti spirālveida plakanā sānstarojošā optiskajā šķiedrā [R2]. Atsevišķam apgaismojumam tiek lietotas četras 405 nm lāzerdiodes (DL-5146-101S, *Roithner*, 40 mW) ādas autofluorescences mērījumiem. Ierīces darbību nodrošina atkārtoti uzlādējamas litija jonu baterijas (INR18650-25R, *Samsung*).



2.7. attēls. Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīces ar divām kamerām blokshēma

Ierīces konstrukcija un ārējais izskats redzams 2.6. un 2.8. attēlā. Abas kameras ir vērstas virzienā uz apaļu mērķi, kura diametrs ir 30 mm. Lāzermoduļi tiek ievadīti katrs no sava gala eliptiski satītā sánstarojošā šķiedrā (*Light Guide Optics Ltd.*, 400 mikronu silīcija dioksīda stikla kodols). Šādā veidā izpētes objekts tiek vienmērīgi apgaismots ar četru dažādu viļņa garumu spektrālām línijām. Četras 405 nm lāzerdiodes ir novietotas eliptiskā gredzena iekšpusē.

Ierīcē var izvēlēties, vai izmantot tikai redzamās un tuvās infrasarkanās gaismas apgaismojumu, tikai 405 nm apgaismojumu, vai secīgi vienu un tad otru. Var mainīt ekspozīcijas laiku katrai kamerai individuāli. Mērījuma laikā tiek ieslēgtas abas kameras un ierīce tiek novietota uz pētāmā objekta. Tiek uzņemts viens vai divi attēli atkarībā no izvēlētā darbības režīma. Visus attēlus pēc mērījumu veikšanas var apskatīt ierīces ekrānā (5,5 collas HDMI AMOLED, *Waveshare*), 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.

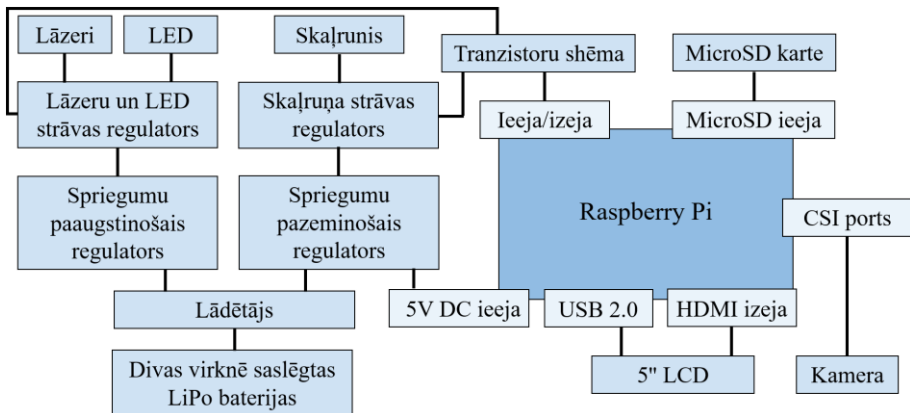


2.8. attēls. Četru lāzerlíniju apgaismojuma ierīces ar divām kamerām konstrukcija (a) un ārējais izskats (b) [P5, K3]

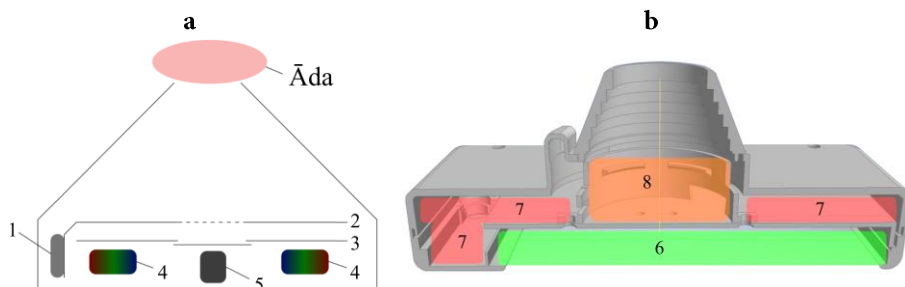
2.1.4. Piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīce

Testa režīmā tika izveidota arī piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar piecu dažādu viļņa garumu lāzerdiodeš: 405 nm, 450 nm, 525 nm, 656 nm un 850 nm. Ierīces blokshēma parādīta 2.9. attēlā, tās optiskās sistēmas shēma un šķērsgriezums – 2.10. attēlā, izskats – 2.11. attēlā. Lāzerspeklu noņemšanai izmantota Atomfizikas un spektroskopijas institūtā patentēta tehnoloģija [198], kuras pamatā ir vibrējoša skaļruņa membrāna (400 Hz) (2.10. (1) att.). Vienmērīgākam apgaismojumam izmantots difuzors (2.10. (2) att.). Lai izvairītos no tieši atstarotās gaismas, tiek lietoti divi perpendikulāri vērsti polarizatori (2.10. (3) att.). Katram viļņa garumam ir izmantotas četras lāzerdiodes. Lai nodrošinātu vienmērīgu objekta apgaismojumu, tās ierīcē izkārtotas pa apli ar kameru to centrā (2.10. (4) att.). Papildus tiek izmantotas baltās gaismas diodes, lai notēmētu uz mērāmo objektu. Attēlu uzņemšanai tiek izmantots *Raspberry Pi* 3 minidators (2.10. (7) att.) ar *OmniVision OV5647* sensoru, kas uztver gaismu redzamajā un infrasarkanajā spektra diapazonā (2.10. (5) att.). Ierīces vadībai un attēlu apskatei tiek izmantots 5" liels skārienjutīgs ekrāns (2.10. (6) att.).

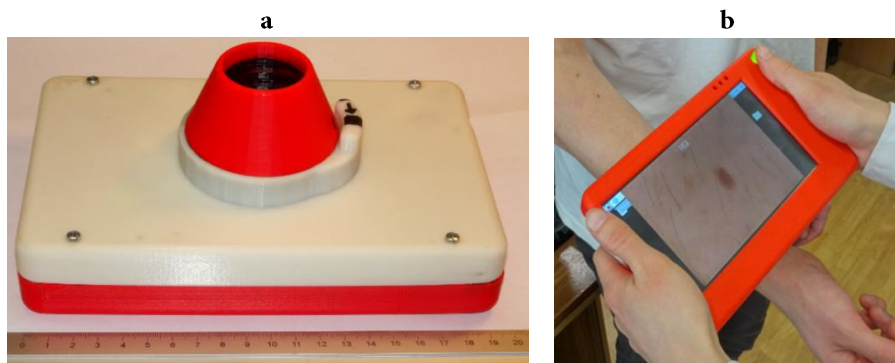
Mērījuma sākumā tiek ieslēgtas baltās gaismas diodes, kas automātiski izslēdzas tieši pirms mērījuma veikšanas. Mērāmo objektu var tiešsaistē redzēt skārienjutīgā ekrānā (2.11. (b) att.). Mērījuma brīdī tiek uzņemti divi secīgi attēli: pirmā attēla apgaismojumam tiek izmantotas 450 nm, 525 nm un 849 nm lāzerdiodes, otrā attēla apgaismojumam tiek izmantotas 405 nm un 656 nm lāzerdiodes. Attēli tiek saglabāti mikro SD kartē.



2.9. attēls. Piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīces blokshēma [K8]



2.10. attēls. Piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīces optiskās sistēmas shēma (a) un šķērsgriezums (b). Skalrunis (1), difuzors (2), krusteniski novietoti polarizatori (3), piecu viļņu garumu lāzeru diožu apgaismojuma gredzens un baltās LED (4), kamera ar *OmniVision OV5647* sensoru (5), skārienjutīgs ekrāns un akumulators (6), *Raspberry Pi* mikrodators un vadības un strāvas vadības ķēdes (7), optiskā sistēma (8)



2.11. attēls. Piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīces ārējais izskats (a) un tā lietošanas brīdī (b) [K8].

2.2. Spektrālīniju attēlu uzņemšana un apstrāde

Detalizētu informāciju par hromoforu kartēšanas paņēmieni vairāku spektrālīniju apgaismojumā skat. patentā R4.

2.2.1. Ādas jaunveidojumu mērījumu protokols

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

Ādas jaunveidojumu uzņemšanas mērījumu protokols:

- Ārsts izskaidro mērījumu procedūru un informāciju pacienta piekrišanas veidlapā.
- Brīvprātīgais paraksta veidlapu.
- Ārsts ar dermatoskopu uzņem jaunveidojuma (-u) attēlus un pieraksta katra veidojuma klīniskās diagnozes.
- Tiek ieslēgta ierīce un lāzeri.
- Ierīce tiek novietota uz jaunveidojuma.
- Tiek uzņemts viens vai divi attēli atkarībā no tā, kura ierīce tiek izmantota mērījumos.
- Kad uzņemti attēli no pirmā veidojuma, procedūru atkārto nākamajam veidojumam.

Promocijas darba izstrādes laikā tika veiktas vairākas klīnisko mērījumu sērijas. 2.1. tabulā apkopoti mērījumu dati no visapjomīgākā pētījuma.

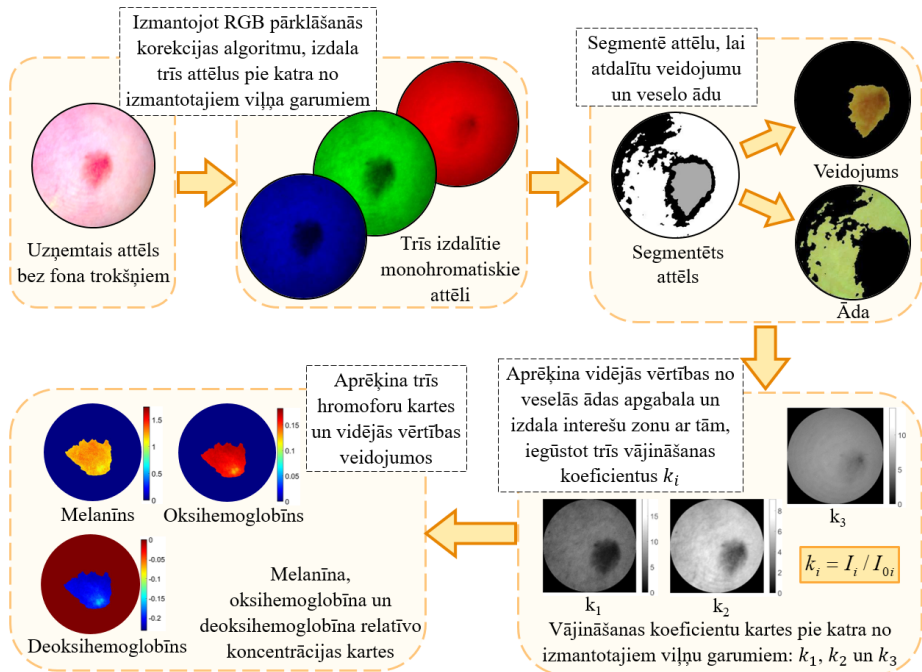
2.1. tabula. **Klīniskajos mērījumos analizētie veidojumi**

Diagnoze	Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīce	Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar divām kamerām	Četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīce ar vienu kameru	Kopējais skaits
Dermāls nēvuss	69	41	21	73
Kombinēts nēvuss	63	64	26	77
Robežnēvuss	32	22	3	33
Zilais nēvuss	2	–	–	2
D22	12	5	38	52
Seborejas keratoze	48	35	15	60
Aktīniskā keratoze	–	–	1	1
Hemangioma	24	18	8	30
Asinsvadu veidojums	1	1	1	2
Rēta	–	–	2	2
Bazalioma	3	1	2	4
Melanoma	1	–	–	1
Kopā	255	187	117	337

2.2.2. 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 parādīta 2.12.attēlā. Mērījuma laikā tiek uzņemts viens attēls, kad visi trīs lāzeri ir ieslēgti vienlaikus. Pēc tam šis viens attēls tiek sadalīts trīs attēlos pie katra no apgaismojumā lietotajiem viļņu garumiem (katram viļņa garumam savs attēls), izmantojot RGB pārklāšanās korekcijas algoritmu (skat. 2.2.3. apakšnod.). Attēli tiek segmentēti, lai atdalītu veselo ādu no ādas veidojuma. Parasti tiek izmantots spektrālīniju attēls, kas attiecināms uz 532 nm lāzeru. No segmentētās veselās ādas aprēķina vidējās vērtības katram izmantotajam viļņa garumam (I_0), šīs vērtības atspoguļo ādas pamata vērtības – references vērtības, kad ādā nav papildu absorbcijas (salīdzinājumā ar ādas veidojumu). 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.



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

2.2.3. RGB pārklāšanās (crosstalk) korekcijas aprēķini

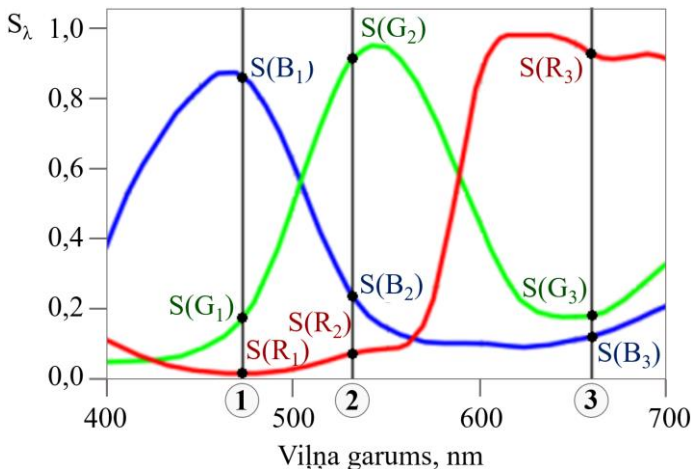
Lai analizētu kāda objekta absorbcijas īpašības, ir svarīgi zināt spektrālā vājinājuma koeficientu k :

$$k = \frac{I}{I_0} \quad (2.1.)$$

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

Gaismas intensitāti var noteikt, piemēram, izmantojot RGB krāsu sensoru, kas gaismu reģistrē trīs kanālos: sarkanajā (R), zaļajā (G) un zilajā (B). Lai aprēķinātu vājinājuma koeficientu trīs dažādiem viļņu garumiem, pietiek uzņemt divus attēlus: vienu references attēlu un otru attēlu ar objektu un izmantot RGB pārklāšanās (crosstalk) korekcijas algoritmu [10].

No kameras matricas spektrālo jutības līkņu grafika nosaka katra apgaismojumam izmantotā viļņa garuma 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 $S(R_3)$ (2.13. att.). Šeit ar skaitļiem 1, 2 un 3 ir apzīmēti trīs dažādi viļņu garumi, kas atbilst apgaismojumam izmantotajām spektrālajām līnijām, un ar burtiem R, G un B ir apzīmēti trīs kameras uztveršanas kanāli. Ja nav pieejams kameras matricas spektrālo jutības līkņu grafiks, šo datu noteikšanai var izmantot fotokameras relatīvās spektrālās jutības noteikšanas metodi pie izvēlētiem viļņu garumiem (skat. reģistrēto izgudrojumu R1).



2.13. 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 $S(R_3)$ [49]

Ja visiem apgaismojumam izmantotajiem gaismas avotiem ir vienāda intensitāte, to spektrālo jutību vērtību attiecības ir konstantas:

$$\begin{aligned} S_{R12} &= \frac{S(R_1)}{S(R_2)} & S_{R13} &= \frac{S(R_1)}{S(R_3)} & S_{R23} &= \frac{S(R_2)}{S(R_3)} \\ S_{G12} &= \frac{S(G_1)}{S(G_2)} & S_{G13} &= \frac{S(G_1)}{S(G_3)} & S_{G23} &= \frac{S(G_2)}{S(G_3)} \\ S_{B12} &= \frac{S(B_1)}{S(B_2)} & S_{B13} &= \frac{S(B_1)}{S(B_3)} & S_{B23} &= \frac{S(B_2)}{S(B_3)} \end{aligned} \quad (2.2.)$$

Ja apgaismojumam tiek izmantotas trīs dažādas spektrālīnijas, kameras R, G un B kanāli uzrādīs summas no visu spektrālīniju individuālajām vērtībām:

$$\begin{aligned} R &= R_1 + R_2 + R_3 \\ G &= G_1 + G_2 + G_3 \\ B &= B_1 + B_2 + B_3 \end{aligned} \quad (2.3.)$$

kur R_i , G_i un B_i ir katrā kameras kanālā uztvertā vērtība pie pirmā viļņa garuma, R_2 , G_2 un B_2 – pie otrā viļņa garuma, R_3 , G_3 un B_3 – trešā viļņa garuma.

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

$$\begin{aligned} R_1 &= \frac{R}{1 + \frac{1}{S_{R12}} + \frac{1}{S_{R13}}} & R_2 &= \frac{R}{S_{R12} + 1 + \frac{1}{S_{R23}}} & R_3 &= \frac{R}{S_{R13} + S_{R23} + 1} \\ G_1 &= \frac{G}{1 + \frac{1}{S_{G12}} + \frac{1}{S_{G13}}} & G_2 &= \frac{G}{S_{G12} + 1 + \frac{1}{S_{G23}}} & G_3 &= \frac{G}{S_{G13} + S_{G23} + 1} \\ B_1 &= \frac{B}{1 + \frac{1}{S_{B12}} + \frac{1}{S_{B13}}} & B_2 &= \frac{B}{S_{B12} + 1 + \frac{1}{S_{B23}}} & B_3 &= \frac{B}{S_{B13} + S_{B23} + 1} \end{aligned} \quad (2.4.)$$

Ja tiek apgaismots kāds objekts, nevis baltā reference, atstarotā gaisma var tikt vājināta mazāk vai vairāk atkarībā no viļņa garuma. Šajā gadījumā kameras uztvertās vērtības katrā kanālā var izteikt kā:

$$\begin{aligned} R' &= k_1 \cdot R_1 + k_2 \cdot R_2 + k_3 \cdot R_3 \\ G' &= k_1 \cdot G_1 + k_2 \cdot G_2 + k_3 \cdot G_3 \\ B' &= k_1 \cdot B_1 + k_2 \cdot B_2 + k_3 \cdot B_3 \end{aligned} \quad (2.5.)$$

kur R' , G' un B' ir katrā kameras kanālā uztvertā vērtība, k_1 , k_2 un k_3 ir spektrālie vājinājuma koeficienti trīs dažādiem viļņa garumiem.

Zinot katra kanāla vērtības baltās references gadījumā, var aprēķināt trīs spektrālīniju vājinājuma koeficientus:

$$k_1 = \frac{B'G_3R_2 - B_3G'R_2 - B'G_2R_3 + B_2G'R_3 + B_3G_2R' - B_2G_3R'}{B_3G_2R_1 - B_2G_3R_1 - B_3G_1R_2 + B_1G_3R_2 + B_2G_1R_3 - B_1G_2R_3} \quad (2.6.)$$

$$k_2 = \frac{-B'G_3R_1 + B_3G'R_1 + B'G_1R_3 - B_1G'R_3 - B_3G_1R' + B_1G_3R'}{B_3G_2R_1 - B_2G_3R_1 - B_3G_1R_2 + B_1G_3R_2 + B_2G_1R_3 - B_1G_2R_3} \quad (2.7.)$$

$$k_3 = \frac{B'G_2R_1 - B_2G'R_1 - B'G_1R_2 + B_1G'R_2 + B_2G_1R' - B_1G_2R'}{B_3G_2R_1 - B_2G_3R_1 - B_3G_1R_2 + B_1G_3R_2 + B_2G_1R_3 - B_1G_2R_3} \quad (2.8.)$$

Līdzīgā veidā var aprēķināt četrus / piecus vājinājuma koeficientus, ja objekts tiek apgaismots ar četrām / piecām dažādu viļņa garumu spektrālīnijām un attēls tiek uzņemts, izmantojot četru / piecu kanālu kameru, piemēram, kameru, kas uztver gan redzamo, gan tuvo infrasarkanā gaismu. Ja šāda kamera nav pieejama, var uzņemt divus secīgus momentuzņēmumus, no kuriem izdalīt apgaismojumam atbilstošo vājinājuma koeficientu skaitu.

2.2.4. Hromoforu karšu aprēķināšana

Hromoforu karšu aprēķiniem tiek izmantots pārveidots Bēra-Lamberta likums. Atkarībā no tā, cik spektrālīnijas izmantotas apgaismojumam, tik dažādas hromoforu koncentrācijas vērtības var aprēķināt. Trīs lāzerlīniju apgaismojuma ierīces gadījumā var aprēķināt trīs galveno hromoforu koncentrācijas izmaiņu vērtības – melanīna, oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna. Šeit parādītas četras aprēķinos izmantotās variācijas.

Pirmais modelis

Tiek pieņemts, ka gaismu ādā absorbē tikai melanīns, oksihemoglobīns un deoksihemoglobīns. Gaismas izkliedi ādā tiešā veidā neapskata, jo tiek salīdzināta difūzi atstarotās gaismas intensitāte no veselās ādas un ādas veidojuma un tiek pieņemts, ka gaismas izkļedes īpašības ādā un veidojumā ir vienādas:

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) + c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda) = \frac{\ln\left(\frac{I_0(\lambda)}{I(\lambda)}\right)}{2,303 \cdot l(\lambda)} \quad (2.9.)$$

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 dažādu viļņa garumu gaismas iespiežas dziļums ādas slāņos – zilā gaisma audos iespiežas seklāk nekā sarkanā. Gaismas iespiešanās dziļumu ādā sadala divās daļās – daļa gaismas tiek absorbēta epidermā (melanīns), un daļa gaismas dermā (oksihemoglobīns un deoksihemoglobīns):

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) \cdot e_d(\lambda) + (c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda)) \cdot (1 - e_d(\lambda)) + z(\lambda) = \frac{\ln\left(\frac{I_0(\lambda)}{I(\lambda)}\right)}{2,303 \cdot l(\lambda)} \quad (2.10.)$$

kur $z = 0,01 \cdot (1 - k)$ ir zudumu koeficients, $k = I/I_0$ ir vājinājuma koeficients, 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 $\mu_{ef} = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}$:

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) \cdot \sqrt{1 + \frac{\mu'_{s1}(\lambda)}{\mu_{a1}(\lambda)}} \cdot l_1(\lambda) + (c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda)) \cdot \sqrt{1 + \frac{\mu'_{s2}(\lambda)}{\mu_{a2}(\lambda)}} \cdot l_2(\lambda) = \frac{\ln\left(\frac{I_0(\lambda)}{I(\lambda)}\right)}{\sqrt{3} \cdot 2,303} \quad (2.11.)$$

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

Ceturtais modelis

Āda tiek modelēta piecos slāņos: epidermā, papildrajā dermā, virspusējā asinsvadu tīklā, retikulārajā dermā, dziļajā asinsvadu tīklā. Tiek ņemta vērā arī gaismas starpslāņu atstarošanās.

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) \cdot \sqrt{1 + \frac{\mu'_{s1}(\lambda)}{\mu_{a1}(\lambda)}} \cdot l_1(\lambda) + (c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda)) \cdot B(\lambda) = \frac{\ln\left(\frac{I_0(\lambda) \cdot Nn}{I(\lambda)}\right)}{\sqrt{3} \cdot 4,606} \quad (2.12.)$$

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.

Četras / piecas hromoforas

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

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) + c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda) + c_{Bil} \cdot \varepsilon_{Bil}(\lambda) = \frac{\ln\left(\frac{I_0(\lambda)}{I(\lambda)}\right)}{2,303 \cdot l(\lambda)} \quad (2.13.)$$

kur *Bil* – bilirubīns.

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

$$c_{Mel} \cdot \varepsilon_{Mel}(\lambda) + c_{Oks} \cdot \varepsilon_{Oks}(\lambda) + c_{Deoks} \cdot \varepsilon_{Deoks}(\lambda) + c_{Bil} \cdot \varepsilon_{Bil}(\lambda) + c_{Lip} \cdot \varepsilon_{Lip}(\lambda) = \frac{\ln\left(\frac{I_0(\lambda)}{I(\lambda)}\right)}{2,303 \cdot l(\lambda)} \quad (2.14.)$$

kur *Lip* – lipīdi jeb zemādas tauki.

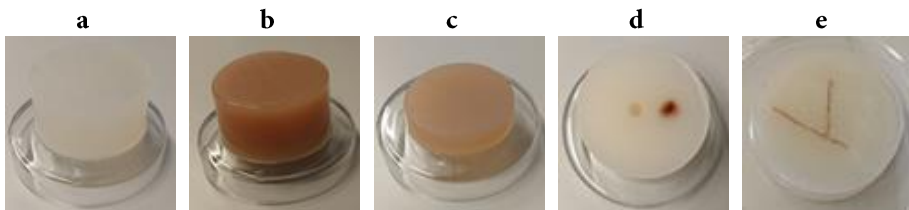
Iepriekš aprakstītie vienādojumi ir atkarīgi no apgaismojuma viļņa garuma, tāpat trīs lāzerlīniju gadījumā tiek iegūta trīs vienādojumu sistēma ar trīs nezināmajām vērtībām – hromoforu koncentrācijām. Gaismas intensitātes vērtības no veselās ādas un no ādas veidojuma tiek nolasītas no mērījuma attēliem. Vidējam fotona ceļa garumam ādā tiek lietotas Monte Karlo simulācijā aprēķinātās vērtības vai vērtības, kas noteiktas no fotona lidojuma laika ādā mērījumiem (skat. 1.2.5. apakšnod.). Ekstinkcijas koeficienti katram hromoforam pie konkrētajiem viļņu garumiem doti 2.2. tabulā.

2.2. tabula. **Dažādu ādas hromoforu ekstinkcijas koeficientu vērtības pie izmantotajiem viļņu garumiem [91]–[94]**

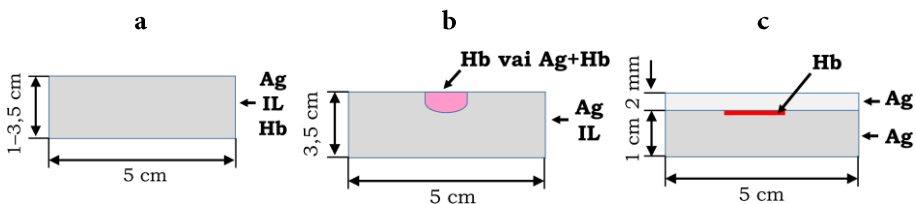
Viļņa garums, nm	Oksi-hemoglobīna ε , cm-1/M	Deoksi-hemoglobīna ε , cm-1/M	Melanīna ε , cm-1/M	Bilirubīna ε , cm-1/M	Beta-karotīna ε , cm-1/M
405	422320	287356	2470	29168	66126
448	67044	173320	1935	54336	136270
457	48496	28293	1811	54697	129478
532	43876	40584	1170	101	1810
659	320	3227	541	30	36
850	1058	691	213	0	0

2.3. Ādas maketu izgatavošana

Ādas maketi tika izveidoti no agara (pūderis, A7002, *Sigma-Aldrich*), intralipīda (20% emulsijas, I141, *Sigma-Aldrich*), liofilizēta cilvēka hemoglobīna pulvera (ūdens šķīdumā, 198285, *Sigma-Aldrich*) 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. Šķīdums tika iepildīts cilindriskā plastmasas formā, kuras diametrs 5 cm. Dažāda biezuma (0,9 līdz 3,3 cm) viena slāņa ādas maketi ar dažādu hemoglobīna koncentrāciju ar un bez intralipīda tika izveidoti, lai noteiktu optiskās īpašības (2.14. (a–c) att.). Asinsvadu veidojumi tika atdarināti, maketā pievienojot dažus pilienus hemoglobīna (2.14. (d) att.). Savukārt asinsvadu maketiem tika izmantots divslāņu modelis: 1 cm biezs pirmais slānis ar izgredtiem kanāliem hemoglobīna ūdens šķīdumam un 2 mm biezs homogēns augšējais slānis (2.14. (e) att.). Hemoglobīna ūdens šķīduma koncentrācija bija $c_{Hb} = 307 \mu M$. Ādas maketu shematiskie attēli redzami 2.15. attēlā.

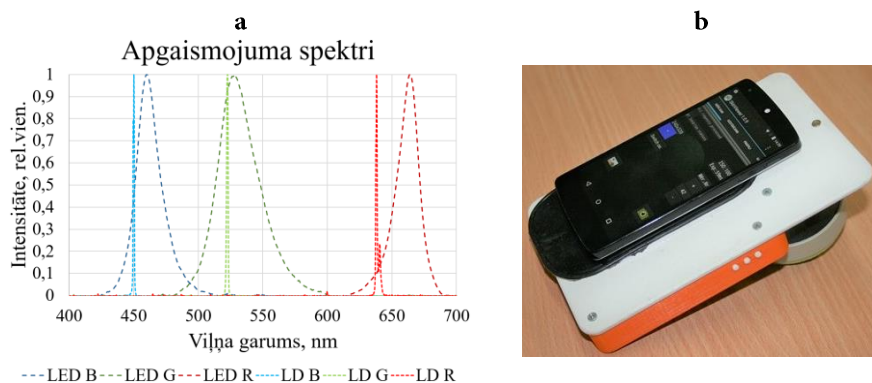


2.14. attēls. Agara makets (a), 3,3 cm biezs makets ar 3% hemoglobīna un 1% intralipīda (b), 1,5 cm biezs makets ar 1% hemoglobīna (c), 3,5 cm biezs makets ar atveidotu asinsvadu veidojumu (d), divu slāņu makets ar atveidotu asinsvadu (e) [K4]

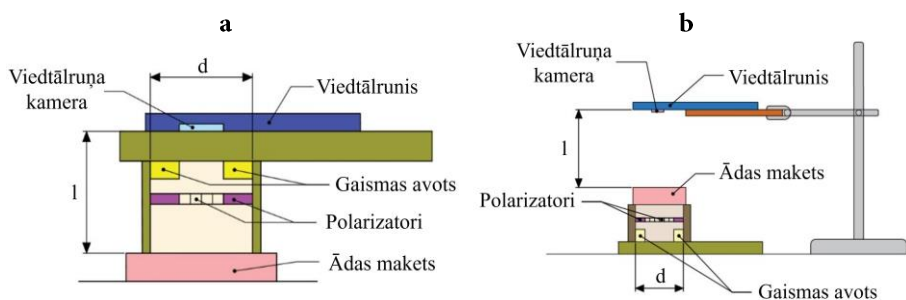


2.15. attēls. Trīs ādas maketu veidi: viena slāņa homogēni maketi ar dažādu intralipīda un hemoglobīna koncentrāciju (a), maketi ar imitētiem asinsvadu veidojumiem (b) un divu slāņu makets ar imitētu asinsvadu (c), *Ag* – agars, *IL* – intralipīds, *Hb* – hemoglobīns

Mērījumi tika veikti ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci (skat. 2.1.1.apakšnod.) un spektrālo joslu ierīci [199], lai salīdzinātu, kura apgaismojuma sistēma dod precīzākus rezultātus. Spektrālo joslu ierīces apgaismojuma spektra maksimumi ir pie 460 nm, 535 nm un 663 nm, to salīdzinājums ar spektrālo līniju apgaismojumu redzams 2.16. (a) attēlā. Spektrālo joslu ierīce principiāli ir tāda pati kā triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīce, tikai lāzeru vietā apgaismojumam izmantots LED gredzens; tās izskats redzams 2.16. (b) attēlā. Tika uzņemti gan caurstarotās gaismas attēli, gan difūzi atstarotās gaismas attēli. Mērījumu shēma redzama 2.17. attēlā.



2.16. attēls. Spektrālo joslu (LED) un spektrālo līniju (LD) ierīču apgaismojuma spektru salīdzinājums (a) un spektrālo joslu ierīces ārējais izskats (b) [P2]



2.17. attēls. Mērījumu shēma ādas maketa optisko īpašību noteikšanai difūzi atstarotās gaismas mērījumos (a) un caurstarotās gaismas mērījumos (b) [P2, K4]

Hemoglobīna koncentrācijas (c) un ekstinkcijas koeficienta (ϵ) aprēķināšanas formulas:

$$c = \frac{\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)}{l \cdot \epsilon \cdot 2,303} \quad (2.15.)$$

$$\varepsilon = \frac{\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)}{l \cdot c \cdot 2,303} \quad (2.16.)$$

kur I_0 ir gaismas intensitāte no ādas maketa, kas izveidots no agara un intralipīda (bez hemoglobīna), I ir gaismas intensitāte no maketa ar hemoglobīnu, l ir vidējais fotonu noietais ceļa garums ādas maketos.

Vidējais fotonu noietā ceļa garums ādas maketos tika aprēķināts no fotonu izplatības laika ādā (skat. 1.2.5. apakšnod.). Tika mērīti maketi, kuros intralipīda koncentrācija bija 1 % un attālums starp starotāju un detektoru 1 mm. Iegūtie rezultāti apkopoti 2.3. tabulā.

2.3. tabula. **Vidējais fotonu noietā ceļa garums maketā, kurā intralipīda koncentrācija ir 1 % [K4]**

Viļņa garums, nm	Vidējais fotonu noietā ceļa garums maketā, mm	
	$c_{Hb} = 1 \%$	$c_{Hb} = 2 \%$
520	$14,9 \pm 2,1$	$16,1 \pm 2,4$
680	$18,9 \pm 2,4$	$21,1 \pm 2,6$

2.4. Naudas un dokumentu viltojumu paraugi

2.4.1. Naudas viltojumu paraugi

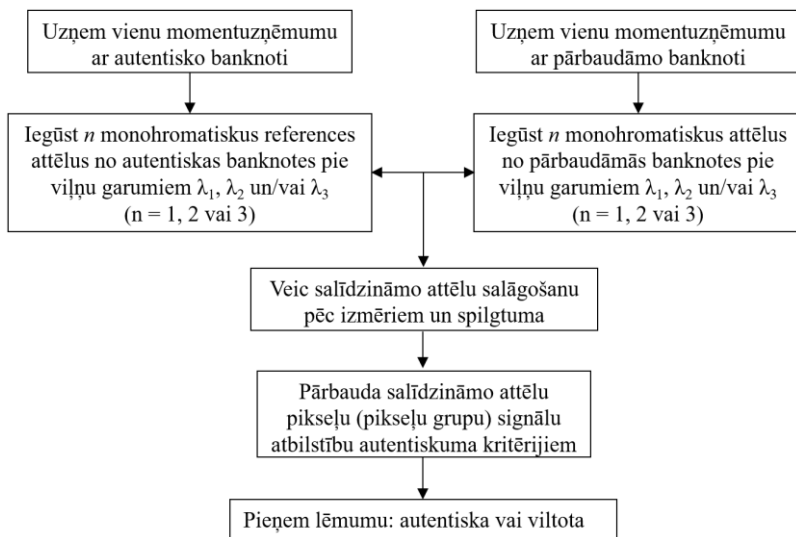
Sadarbībā ar Latvijas Banku tika analizētas viltotas eiro banknotes, kuras bija izņemtas no apgrozības. Šajā darbā tika analizētas deviņas autentiskas un 20 viltotas 20 EUR banknotes, 18 autentiskas un 11 viltotas 50 EUR banknotes un divas autentiskas un četras viltotas 500 EUR banknotes (2.4. tab.).

2.4. tabula. **Pētījumā apskatītās EUR banknotes [K8]**

	Autentiskas		Viltotas	
	Jaunā stila	Vecā stila	Jaunā stila	Vecā stila
20 EUR	7	2	7	13
50 EUR	15	3	3	8
500 EUR	2	–	4	–
Kopā	64			

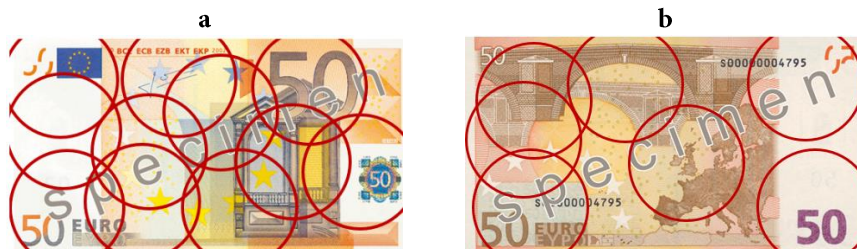
2.18. attēlā dota shēma naudas viltojumu atklāšanai. Sākumā tiek uzņemts viens momentuzņēmums ar autentisko banknoti un viens ar pārbaudāmo banknoti. Iegūtie attēli tiek sadalīti trīs spektrālīniju attēlos pie katra no apgaismojumam izmantotajiem viļņu garumiem, izmantojot RGB pārklāšanās

korekcijas algoritmu (skat. 2.2.3. apakšnod.). Šie attēli tiek salāgoti pēc izmēra un spilgtuma. No attēliem tiek izvēlēti zīmīgie objekti un salīdzināta pārbaudāmās banknotes objekta pikseļu vērtību atbilstība autentiskās banknotes vērtībām – gan tiešās vērtības, gan dažādas to sakarības. Pēc iegūtajiem rezultātiem tiek pieņemts lēmums, vai pārbaudāmā banknote ir autentiska vai viltota. Detalizētāku informāciju skat. patentā R3.



2.18. attēls. **Naudas viltojumu atklāšanas shematisks attēlojums** [R3]

Papildinājums iepriekš aprakstītajai shēmai ir šo spektrālīniju attēlu dalījumu un starpību iegūšana un salīdzināšana, kā arī jaunu parametru iegūšana, kas atbilst divu banknotes elementu savstarpējam dalījumam vai starpībai – šajā gadījumā banknotes autentiskuma kritērijs ir šo jauno parametru atbilstība. Izmantojot triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci, tika apskatīti nozīmīgākie banknošu apgabali. Iegūto banknošu attēlu diametrs ir 40 mm. 2.19. attēlā parādīts paraugs vecā stila 50 EUR banknotei ar atzīmētiem analizētajiem apgabaliem.



2.19. attēls. **Vecā stila 50 EUR banknote ar atzīmētiem analizētajiem apgabaliem (sarkanie apli)**

2.4.2. 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 tīšu 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 elektrografiskā 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.

3. REZULTĀTI UN DISKUSIJA

3.1. 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.

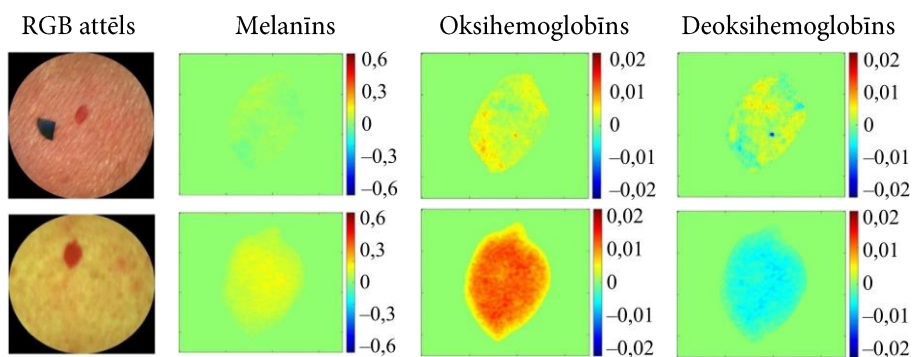
3.1.1. *Spektrālo līniju un spektrālo joslu mērījumu salīdzinājums*

Šajā apakšnodaļā tiek salīdzināti rezultāti, kas iegūti ar spektrālo joslu ierīci, kurā apgaismojumam tiek izmantotas gaismu emitējošajām diodes (LED) ar spektra maksimumiem pie 460 nm, 535 nm un 663 nm, un ar spektrālo līniju ierīci – triju lāzerrīniju ierīci, kas aprakstīta 2.1.1. apakšnodaļā.

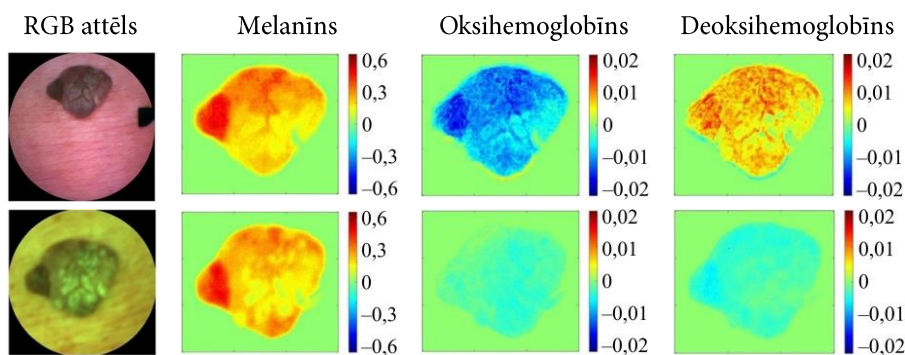
Pētījumā iesaistījās 79 brīvprātīgie ar ādas tiptiem I, II un III (pēc Ficpatrika skalas) vecumā no 12 līdz 88 gadiem. Veidojumu diagnozes noteica ārste dermatoloģe Anna Bērziņa. Tika analizēti 105 dažādi veidojumi: pigmentēti veidojumi (19 robežnēvusi, 23 dermālie nēvusi, 19 kombinētie nēvusi), asinsvadu veidojumi (21 hemangioma), kā arī 23 seborejas keratozes.

3.1. un 3.2. attēlā ir parādīti RGB attēlu piemēri, kas iegūti ar spektrālo joslu ierīci un triju lāzerrīniju apgaismojuma ierīci, kā arī segmentētas hemangiomas un seborejas keratozes hromoforu kartes. Hromoforu koncentrācijas karšu relatīvās vērtības aprēķinātas milimolos. Apkārtesošās veselās ādas hromoforu vērtība ir nulle, jo tiek mērītas hromoforu koncentrācijas izmaiņas veidojumos salīdzinājumā ar veselo ādu. Hemangiomai novērojama paaugstināta oksihemoglobīna koncentrācija un samazināta deoksihemoglobīna koncentrācija. Uzskatāmāk šīs izmaiņas novērojamas spektrālo līniju ierīcei (3.1. att.).

Seborejas keratozei melanīna koncentrācijas kartes izskatās ļoti līdzīgas, savukārt oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna kartēs lielākas izmaiņas novērojamas attēlos, kas iegūti ar spektrālo joslu ierīci (3.2. att.). Hemoglobīna kartēs, kas iegūtas ar spektrālo līniju ierīci, redzams neliels koncentrācijas samazinājums. Pēc anatomiskās struktūras hemoglobīna izmaiņas keratozēs nav sagaidāmas, tāpēc spektrālo līniju ierīces mērījumi uzrāda atbilstošākus rezultātus. Seborejas keratozes mēdz būt neviendabīgi veidojumi, arī šajā gadījumā novērojamas krasas izmaiņas veidojuma kreisajā pusē salīdzinājumā ar labo pusi. Iespējams, ka šī seborejas keratoze ir saplūduši ar nēvusu, kas veido izteikto melanīna palielinājumu veidojuma kreisajā pusē.



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

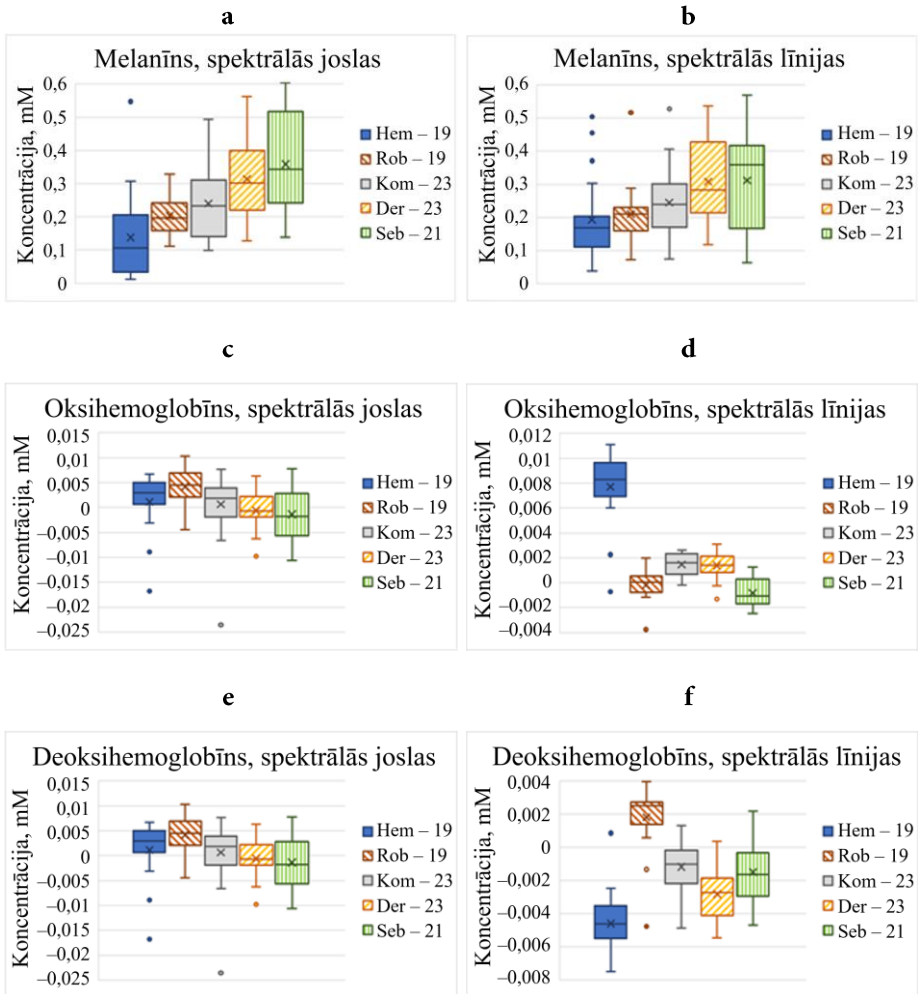


3.2. attēls. Seborejas keratozes RGB attēli un aprēķinātās hromoforu koncentrāciju izmaiņu kartes, kas iegūtas, izmantojot spektrālo joslu ierīci (augšējā rinda) un spektrālo līniju ierīci (apakšējā rinda). Skalās vērtības milimoli (mM) [P2]

3.3. attēlā parādītas melanīna, oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna relatīvās koncentrācijas vērtības, kas iegūtas mērījumu apgaismojumam izmantojot spektrālo joslu ierīci (3.3. (a), (c), (e) att.) un spektrālo līniju ierīci (3.3. (b), (d), (f) att.). Negatīvās oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna vērtības norāda, ka veidojumā ir mazāk konkrētās hromoforas nekā apkārtesošajā veselajā ādā.

Visi veidojumi uzrādīja pozitīvas (paaugstinātas) melanīna vērtības, izmantojot abus apgaismojuma veidus (3.3. (a), (b) att.). Hemangiomas uzrāda vismazāko melanīna palielinājumu. Tās var labi atšķirt no dermālajiem nēvusiem.

Spektrālo līniju mērījumos hemangiomas uzrāda augstākas oksihemoglobīna vērtības nekā citi veidojumi (3.3. (d) att.). Savukārt seborejas



3.3.attēls. Salīdzinājums starp melanīna (a, b), oksihemoglobīna (c, d) un deoksihemoglobīna (e, f) relatīvo koncentrāciju piecos labdabīgos veidojumos (*Hem* – hemangiomas, *Rob* – robežnēvusi, *Kom* – kombinētie nēvusi, *Der* – dermālie nēvusi, *Seb* – seborejas keratozes), kas aprēķinātas, izmantojot spektrālo joslu ierīci (a, c, e) un spektrālo līniju ierīci (b, d, f). Taisnstūri grafikos apraksta 25 % līdz 75% vērtības, horizontālās līnijas – mediānu vērtības, krustiņš – vidējās vērtības, vertikālās līnijas – standartnovirzes, aplīši – izņēmumi [P2]

keratozes uzrāda pazeminātas vērtības. Robežnēvusos var izšķirt no kombinētajiem un dermālajiem nēvusiem. Spektrālo joslu mērījumos visiem veidojumiem relatīvās oksihemoglobīna vērtības pārklājas (3.3. (c) att.). Robežnēvusi uzrāda visaugstākās vērtības.

Spektrālo līniju mērījumos pēc deoksihemoglobīna relatīvās koncentrācijas grafikiem labi var izšķirt robežnēvus, jo tie uzrāda augstākas vērtības nekā citi veidojumi (3.3. (f) att.). Pārsvārā visi veidojumi atklāj samazinātu deoksihemoglobīna koncentrāciju salīdzinājumā ar veselo ādu. Viszemākās vērtības uzrāda hemangiomas, kas labi izdalās arī no kombinētajiem nēvusiem un seborejas keratozēm. Spektrālo joslu mērījumos vidējās deoksihemoglobīna vērtības ir daudz tuvākas starp dažādām veidojumu grupām (3.3. (e) att.), augstākās vērtības ir robežnēvusiem, bet zemākās – seborejas keratozēm.

Iegūtie rezultāti, izmantojot spektrālo līniju ierīci, uzrādīja lielāku potenciālu klasificēt asinsvadu veidojumus no pigmentētiem veidojumiem salīdzinājumā ar spektrālo joslu ierīci. Tā kā spektrālo joslu aprēķinos tiek ņemta vērā tikai apgaismojuma spektra piķa vērtība, nevis kopējais apgaismojuma profils, spektrālo līniju mērījumos iegūtās koncentrācijas vērtības varētu būt precīzākas. Rezultātus var ietekmēt arī tas, ka netika ņemta vērā veidojuma atrašanās vieta uz ķermeņa. Dažādās ķermeņa zonās ir atšķirīgs epidermas biezums. Turpmākajos pētījumos tas būtu jāņem vērā. Tomēr tika iegūti salīdzinoši labi rezultāti, jo vairākas veidojumu grupas var labi izšķirt, izmantojot spektrālo līniju ierīci.

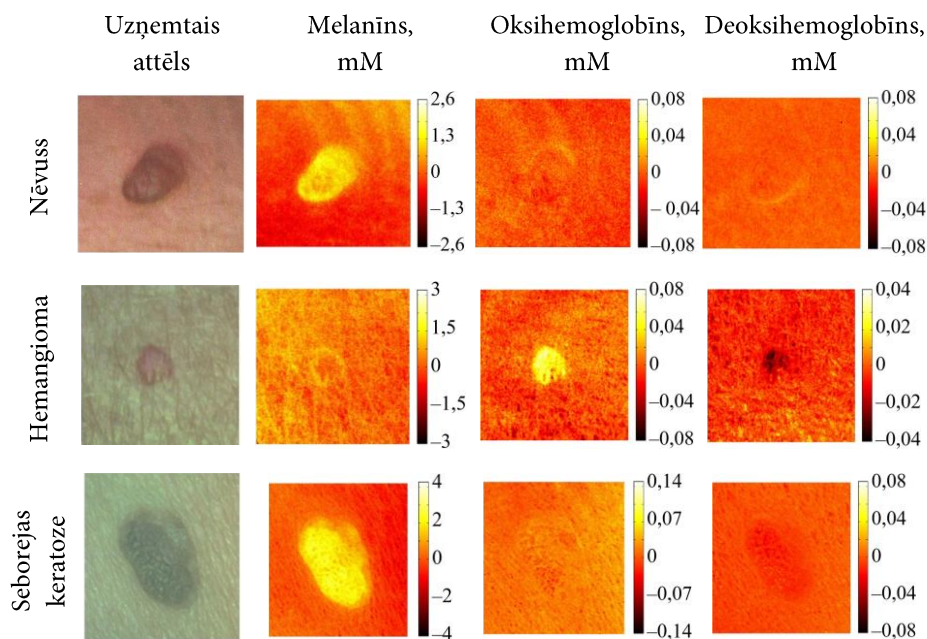
3.1.2. Veidojumu diagnostika, izmantojot hromoforu kartes

Šajā apakšnodaļā apskatītas iegūtās hromoforu kartes ar triju, četru un piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīcēm. Tā kā ierīces tika izveidotas dažādos laikos, ar tām uzņemto un analizēto attēlu hromoforu relatīvās koncentrācijas kartes nedaudz savstarpēji atšķiras – to izvēlētās krāsu skalas (*Matlab Jet* skala četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīcei un *Hot* skala triju un piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīcēm) un skalu diapazoni (triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīcei krāsu skalas ir normētas katram attēlam individuāli, četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīcei skalas ir normētas katrai hromoforai atsevišķi, bet dažādiem veidojumiem lietotas tās pašas skalas, piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīcei krāsu skalas ir normētas no 0 līdz 1 katram attēlam individuāli).

Mērījumi ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci

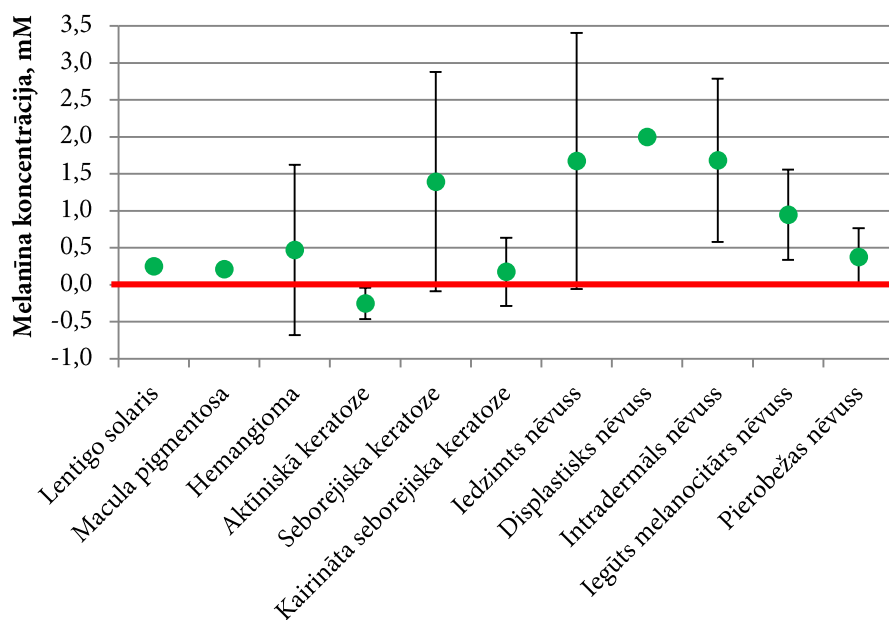
Pirmajā mērījumu sērijā ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci iesaistījās brīvprātīgie ar I un II ādas tipu (pēc Ficpatrika skalas) vecumā no 22 līdz 64 gadiem. Tika samērīti 96 dažādi ādas veidojumi: 58 nēvusi, 23 seborejas keratozes, 10 hemangiomas, divas aktīniskās keratozes, divi *lentigo solaris*, viena *macula pigmentosa*. 3.4. attēlā parādīti daži tipiskie piemēri. Arī šajā

gadījumā hemangioma uzrāda paaugstinātu oksihemoglobīna koncentrāciju un praktiski nekādas izmaiņas melanīna koncentrācijas kartē. Savukārt nēvuss un seborejas keratoze uzrāda paaugstinātu melanīna koncentrāciju, bet oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna koncentrācijas vērtības ir salīdzināmas ar veselās ādas vērtībām.

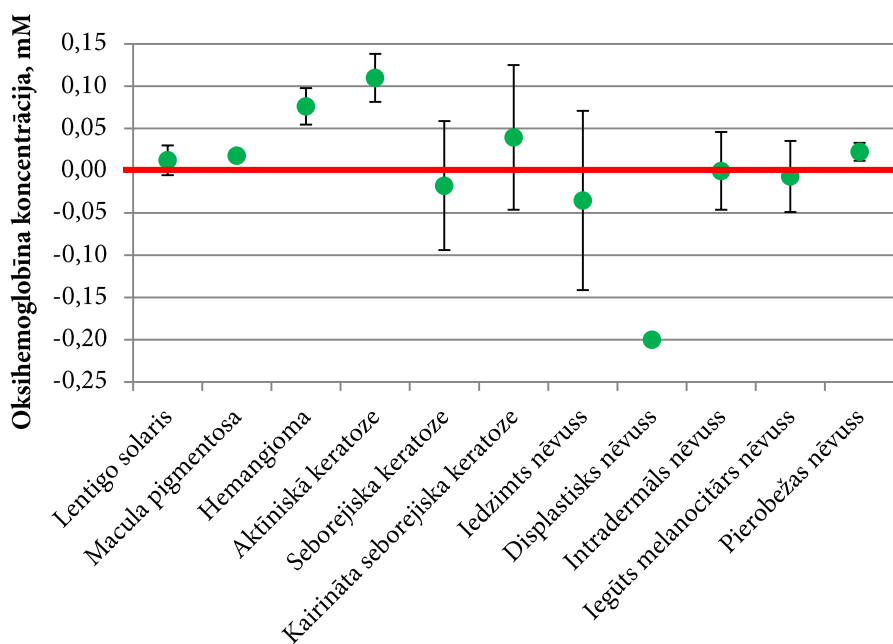


3.4. attēls. Ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci uzņemtie jaunveidojumu attēli un atbilstošās hromoforu relatīvās koncentrācijas kartes attiecībā pret veselo ādu [P7, K5, K8, K9]

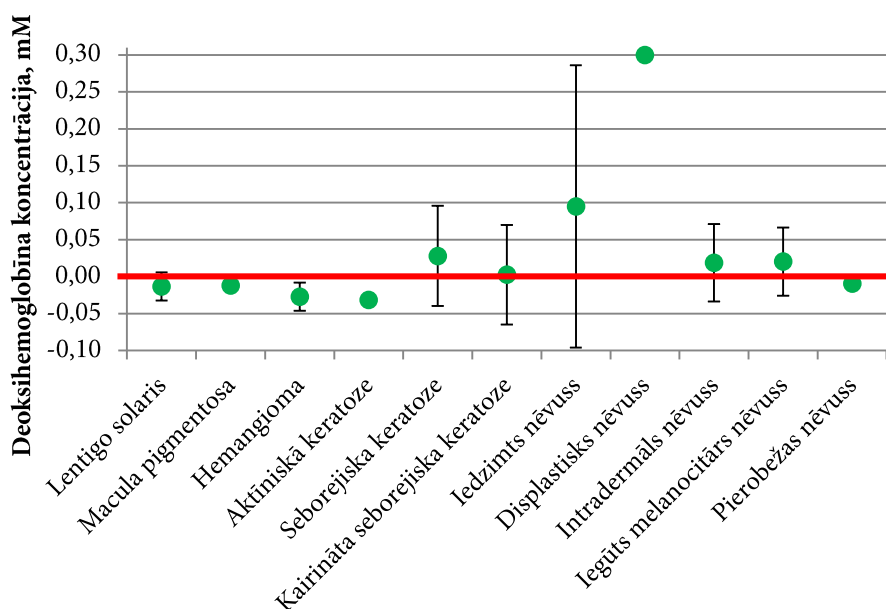
Tika aprēķinātas vidējās relatīvās hromoforu koncentrācijas vērtības katrai veidojumu grupai (3.5.–3.7. att.). Ar sarkano līniju grafikos atzīmēts nulles līmenis, kas atbilst veidojumiem blakus esošās veselās ādas vērtībām. Ar kļūdu nogriežņiem parādīta standartnovirze katrai veidojumu grupai. 3.5. attēlā parādītas vidējās melanīna koncentrācijas vērtības dažādos veidojumos. Nēvusiem un seborejas keratozēm novērojama palielināta melanīna koncentrācija salīdzinājumā ar blakus esošo veselo ādu. Savukārt hemangiomām, aktīniskajām keratozēm un kairinātajām seborejas keratozēm melanīna koncentrācija tik ievērojami neatšķiras. *Lentigo solaris* un *macula pigmentosa* ir gaiši brūni ādas veidojumi, un melanīna koncentrācija tajos ir nedaudz lielāka nekā blakus esošajā ādā.



3.5. attēls. Vidējā melanīna koncentrācija dažādiem ādas veidojumiem. Ar sarkano līniju atzīmēts veselās ādas jeb nulles līmenis [49]



3.6. attēls. Vidējā oksihemoglobīna koncentrācija dažādiem ādas veidojumiem. Ar sarkano līniju atzīmēts veselās ādas jeb nulles līmenis [49]



3.7. attēls. Vidējā deoksihemoglobīna koncentrācija dažādiem ādas veidojumiem. Ar sarkano līniju atzīmēts veselās ādas jeb nulles līmenis [49]

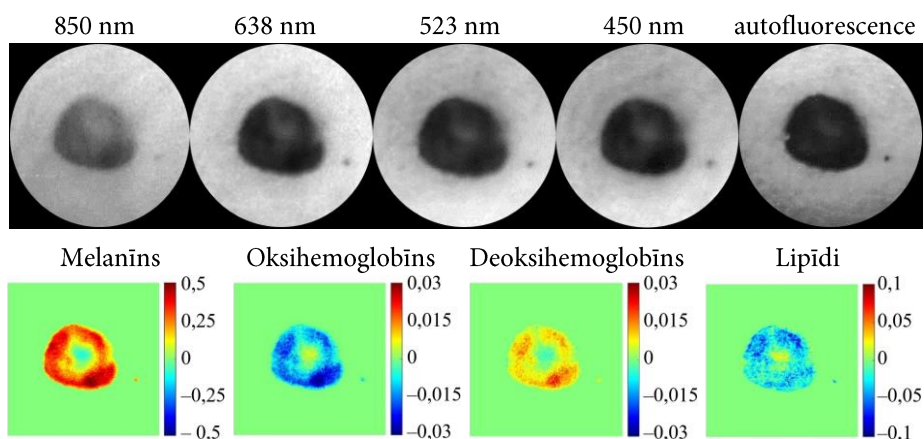
3.6. attēlā parādītas vidējās oksihemoglobīna koncentrācijas vērtības. Hemangiomām un aktīniskajām keratozēm oksihemoglobīna koncentrācija ir palielināta. Savukārt pārējiem ādas veidojumiem tā ir tuvu nulles vērtībai. Kairinātajām seborejas keratozēm ir novērojama neliela palielināta oksihemoglobīna koncentrācija, kas skaidrojama ar to, ka tās ir nesen kairinātas – novērojams īslaicīgs oksihemoglobīna pieaugums.

3.7. attēlā parādītas vidējās deoksihemoglobīna koncentrācijas vērtības. Pārsvārā visiem veidojumiem šīs vērtības ir tuvas veselās ādas vērtībām. Iedzimtajiem un displastiskajiem nēvusiņiem šīs vērtības ir palielinātas. Iedzimtajam nēvusam šajā grafikā ir liels kļūdas nogrieznis tāpēc, ka tika apskatīti tikai divi iedzimtie nēvusi, kuriem savstarpēji ļoti atšķīrās aprēķinātās deoksihemoglobīna koncentrāciju vērtības.

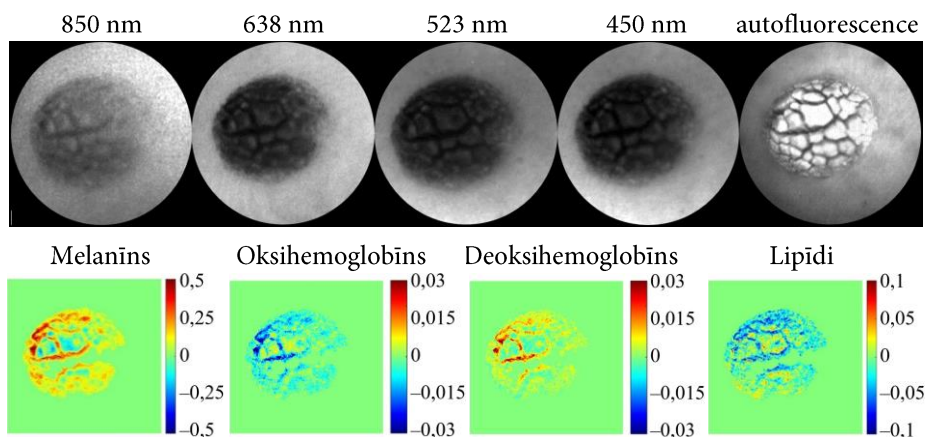
Otrajā mērījumu sērijā tika apskatīti 255 dažādi veidojumi (skat. 2.2.1. apakšnod. 2.1. tab.).

Mērījumi ar četrām lāzerlīniju apgaismojuma ierīcēm

3.8. un 3.9. attēlā parādīti piemēri iegūtajiem rezultātiem ar vienas kameras četru lāzerlīniju apgaismojuma ierīci dermālajam nēvusam un seborejas keratozei. Ar šo ierīci kopā tika uzņemti 117 dažādi ādas jaunveidojumi (skat. 2.2.1. apakšnod. 2.1. tab.).



3.8. attēls. Ar četrām lāzerlīniju apgaismojuma ierīcēm uzņemtie dermālā nēvusa spektrālās līnijas un autofluorescences attēli, kā arī četras aprēķinātās hromoforu kartes. Skalās vērtības melanīnam un hemoglobīniem ir mM, lipīdiem ir M [P6]

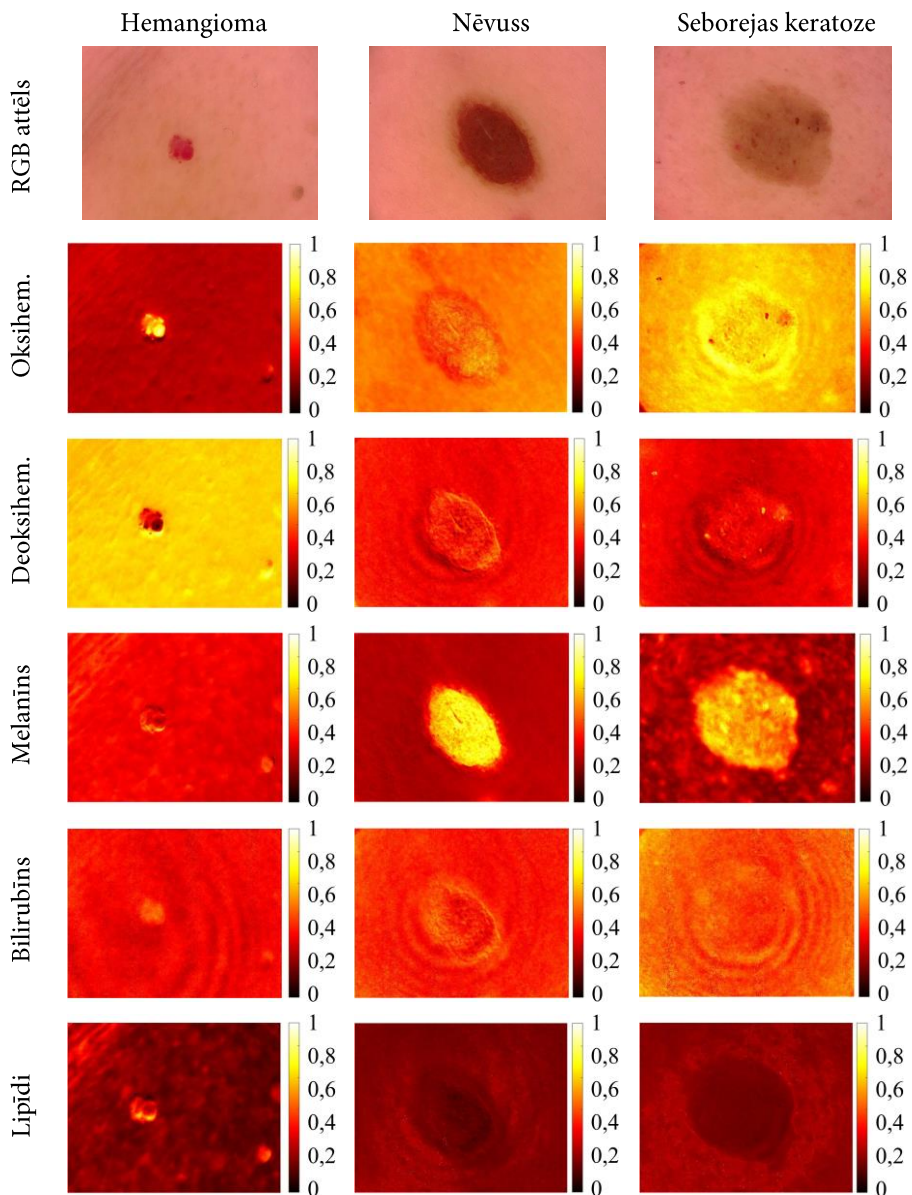


3.9. attēls. Ar četrām lāzerlīniju apgaismojuma ierīcēm uzņemtie seborejas keratozes spektrālās līnijas un autofluorescences attēli, kā arī četras aprēķinātās hromoforu kartes. Skalās vērtības melanīnam un hemoglobīniem ir mM, lipīdiem ir M [P6]

Dermālais nēvuss atrodas zem epidermas-dermas robežas, tāpēc to labi var redzēt arī 850 nm apgaismojumā. Novērojamas paaugstinātas melanīna vērtības, hemoglobīna un lipīdu vērtības nav tik izteiktas. Apskatītā seborejas keratoze ir ar izteikti paaugstinātu trīsdimensionālu struktūru, tāpēc arī labi novērojama 850 nm apgaismojumā. Seborejas keratozes bieži tiek jauktas ar melanomām, tāpēc tiek izmantoti autofluorescences attēli. Tajos seborejas keratozes parādās kā ļoti gaiši veidojumi. Salīdzinājumam dermālais nēvuss autofluorescences attēlā ir izteikti tumšs.

Mērījumi ar piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīci

Pētījumā ar piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīci tika analizēti 33 dažādi labdabīgi ādas veidojumi: hemangiomas, nēvusi un seborejas keratozes. Hromoforu karšu piemēri katrai veidojumu grupai parādīti 3.10. attēlā.



3.10. attēls. Ar piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīci uzņemtie jaunveidojumu attēli un atbilstošās hromoforu relatīvo koncentrāciju kartes normētas no 0 līdz 1 katram attēlam individuāli visā to vērtību diapazonā

Aprēķinātās hromoforas ir melanīns, oksi- un deoksihemoglobīns, bilirubīns un lipīdi. Izteiktākās izmaiņas novērojamas oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna kartēs hemangiomas – oksihemoglobīna koncentrācija ir daudz lielāka nekā blakus esošajā veselajā ādā, savukārt deoksihemoglobīna koncentrācija ir ievērojami zemāka. Melanīna kartēs nēvusam un seborejas keratozei ir paaugstinātas vērtības, savukārt bilirubīna un lipīdu kartēs izteiktas izmaiņas nav novērojamas nevienam no apskatītajiem veidojumiem. Pēc veidojumu anatomijas datiem paaugstinātas bilirubīna un lipīdu koncentrācijas tiešām nav sagaidāmas šiem veidojumiem.

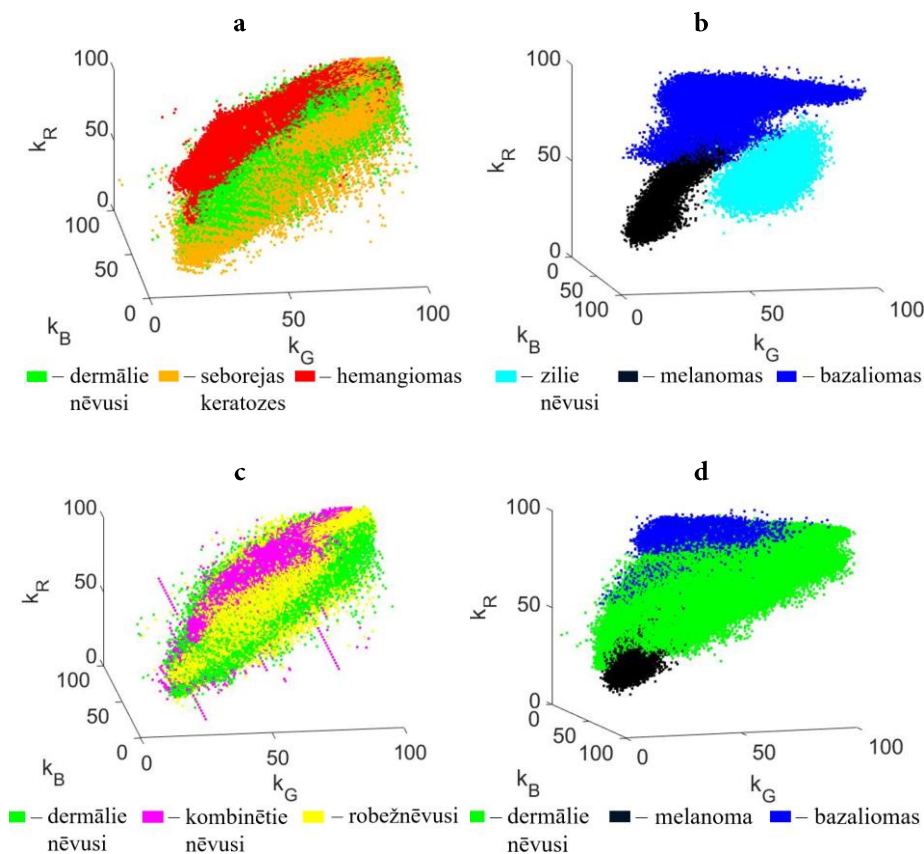
3.1.3. Veidojumu diagnostika ar 3D reprezentācijas metodi

Šajā nodaļā apskatīta ādas veidojumu pikseļu analīze no attēliem, kas uzņemti, izmantojot triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci. Pētījumā piedalījās 77 brīvprātīgie ar I un II ādas fototipu (pēc Ficpatrika skalas) vecumā no 20 līdz 68 gadiem. Precīzas veidojumu diagnozes noteica ārste dermatoloģe Anna Bērziņa. Tika apskatīti 99 veidojumi: 27 dermālie nēvusi, 17 robežnēvusi, 16 kombinētie nēvusi, 22 seborejas keratozes, 12 hemangiomas, trīs bazaliomas, viena melanoma un viens zilais nēvuss.

Visiem veidojumiem tika aprēķināti gaismas 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 (3.11. att.). Katrs grafikos redzamais punkts atbilst segmentēto veidojumu klīnisko mērījumu attēlu pikselim. Punkti grafikos ir izvietoti ciešāk vietās, kur pikseļiem ir līdzīgākas vērtības, un retāk vietās, kur tikai dažiem pikseļiem ir atbilstošās vērtības. Veidojumu grupām, kurām bija pieejami vairāk datu, piemēram, dermālajiem nēvusiem, trīsdimensionālais mākonis grafikos sastāv no aptuveni 400 000 punktiem. Savukārt zilajam nēvusam un melanomai, kuri pētījumā parādījās tikai vienreiz, trīsdimensionālie mākoņi grafikos sastāv no aptuveni 6000 punktu.

3.11. (a) attēlā tiek salīdzināti vājinājuma koeficientu dati trīs dažādiem labdabīgiem veidojumiem: dermālajiem nēvusiem, seborejas keratozēm un hemangiomām. Lai gan veidojumiem atbilstošie mākoņi daļēji pārklājas, atsevišķa hemangiomas mākoņa daļa ieņem individuālu telpas daļu grafikā, tādējādi tās var atšķirt no citiem labdabīgiem veidojumiem.

3.11. (b) attēlā var novērot zilā nēvusa, melanomas un bazaliomas datus. Redzams, ka visus šos veidojumus savstarpēji izšķirt var ļoti viegli – katrs no tiem ieņem noteiktu telpas apgabalu vājinājuma koeficientu grafikā. k_R vērtības



3.11. 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]

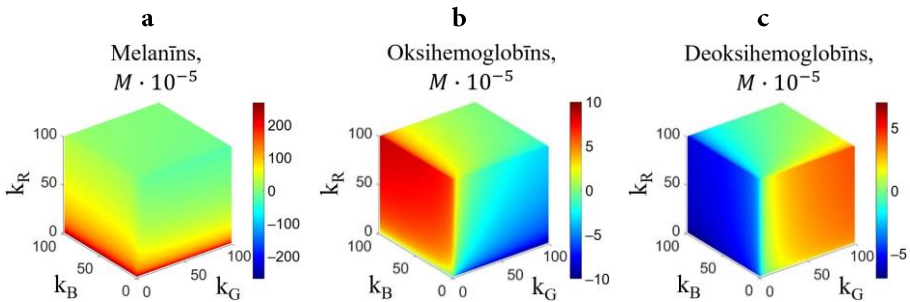
zilajam nēvusam un melanomai uzrāda ievērojami zemākas vērtības nekā bazaliomām, un k_G vērtības melanomai ir zemākas par zilā nēvusa vērtībām.

3.11. (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 aizņem savu noteiktu tilpuma daļu.

3.11. (d) attēlā tiek salīdzināti ļaundabīgie veidojumi – melanoma un bazaliomas – ar tipisku labdabīgo veidojumu – 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 trīsdimensionālajos grafikos ieņem konkrētu tilpuma daļu. Tātad secināms, ka šai metodei ir potenciāls dažādu jaunveidojumu klasifikācijai.

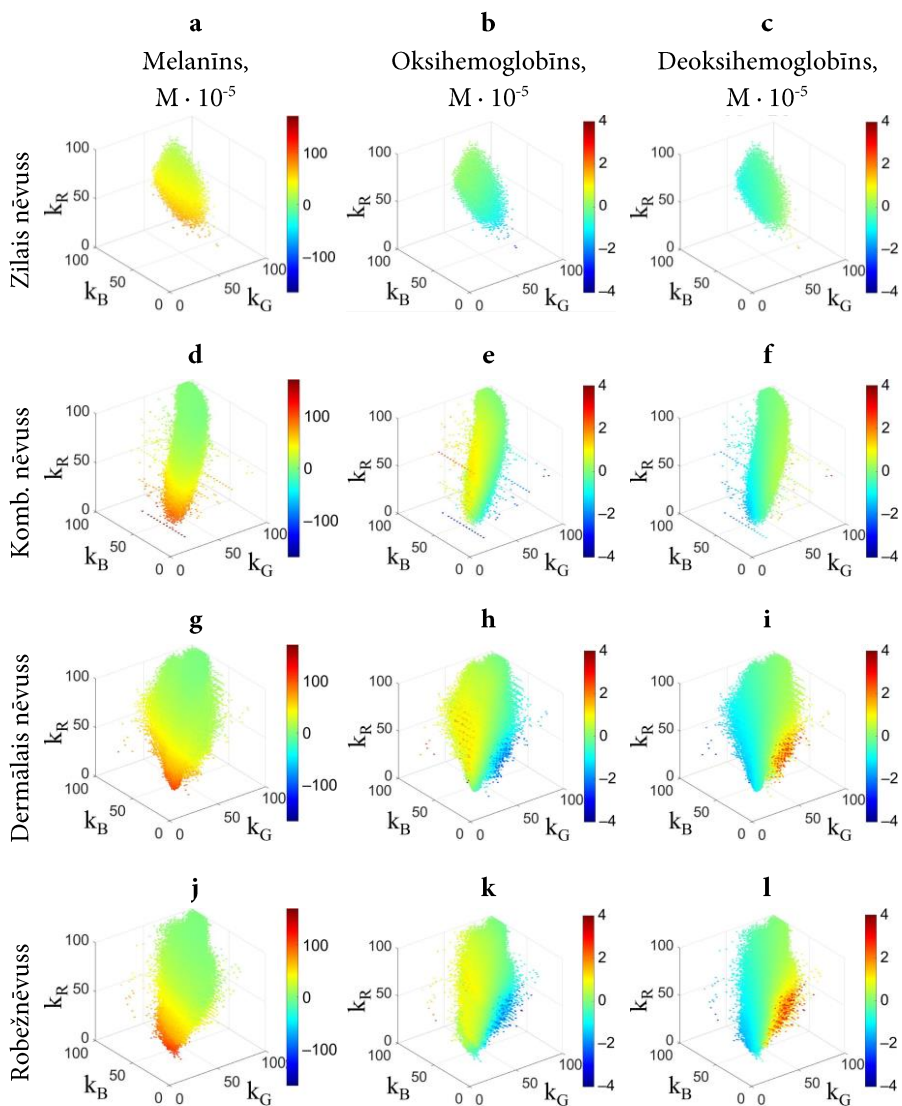
Tika aprēķinātas hromoforu koncentrāciju vērtības visām iespējamajām vājinājuma koeficientu vērtībām (3.12. att.). Ja šīs vērtības ir pozitīvas, veidojumā ir vairāk konkrētās hromoforas salīdzinājumā ar apkārtesošo ādu. Ja vērtības ir negatīvas – veidojumā ir mazāk šīs hromoforas. Melanīna koncentrācija ir inversi atkarīga no k_R vērtībām (3.12. (a) att.), jo melanīna ekstinkcijas koeficientam pie 659 nm ir ievērojami mazākas vērtības nekā pie 448 nm un 532 nm. Oksi- un deoksihemoglobīna koncentrāciju kubi ir gandrīz pretēji: vietās, kur oksihemoglobīna vērtības ir augstas, deoksihemoglobīna vērtības ir zemas, un otrādi (3.12. (b), (c) att.).



3.12. attēls. Vājinājuma koeficientu kubi ar aprēķinātām melanīna (a), oksihemoglobīna (b) un deoksihemoglobīna (c) relatīvajām hromoforu koncentrācijām. Krāsu skala norāda relatīvo koncentrācijas pieaugumu vai samazinājumu veidojumā salīdzinājumā ar blakusesošo veselo ādu, izteikta molos $\cdot 10^{-5}$ [P1]

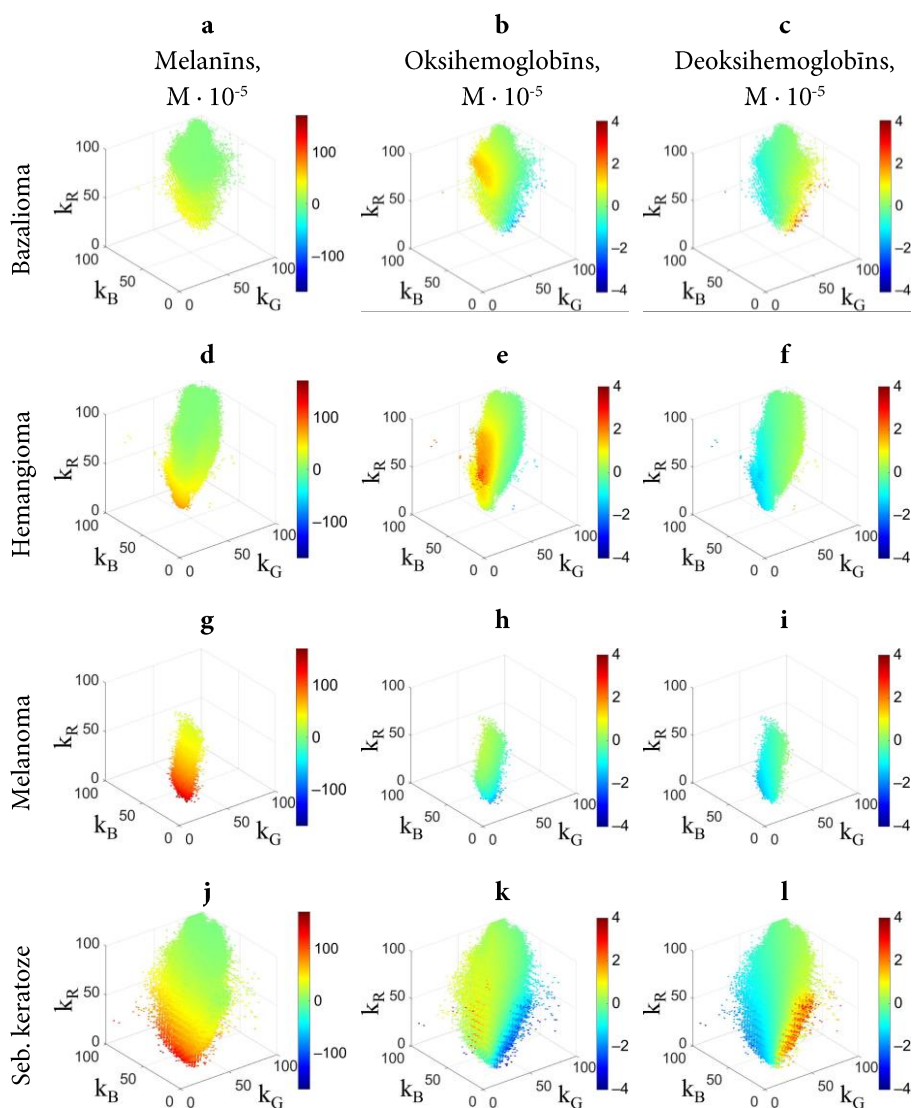
Katram ādas jaunveidojumu veidam tika individuāli apskatītas trīs hromoforu vērtības triju vājinājuma koeficientu koordinātās: četriem nēvusu veidiem (3.13. att.), hemangiomām, seborejas keratozēm, bazaliomām un melanomām (3.14. att.). Zaļā krāsa grafikos atspoguļo veidojumu daļas, kurās hromoforu koncentrācija ir tāda pati kā blakusesošajā ādā. Ja relatīvā hromoforu koncentrācija veidojumos ir augstāka nekā veselajā ādā, datu punkti ir iekrāsoti dzeltenā līdz sarkanā krāsā. Ja relatīvā hromoforu koncentrācija ir zemāka, šie punkti ir zilā krāsā. Grafikos melanīna un atsevišķi oksi- un deoksihemoglobīna koncentrācijas skalas ir vienādas visiem veidojumiem.

Kā redzams, katram ādas veidojumam ir nedaudz citāds trīsdimensionālais vērtību mākonis vājinājuma koeficientu grafikos. Tāpat arī



3.13. attēls. Relatīvās hromoforu koncentrācijas veidojumos 3D reprezentācijā četrus dažādu veidu nēvusiem: zilajiem (a–c), kombinētajiem (d–f), dermālajiem (g–i) un robežnēvusiem (j–l). Krāsu skala norāda hromoforu koncentrāciju palielinājumu vai samazinājumu salīdzinājumā ar blakusesošo ādu molos $\cdot 10^{-5}$ [P1]

katra veidojuma hromoforu vērtību sadalījums ir individuāls. Piemēram, nēvusi un melanomas uzrāda augstākās melanīna koncentrācijas vērtības (3.13. (a), (d), (g), (j) un 3.14. (g) att.), savukārt hemangiomas uzrāda augstākās oksihemoglobīna vērtības (3.14. (e) att.). Šīs īpašības atbilst konkrēto veidojumu anatomijai.



3.14. attēls. Relatīvās hromoforu koncentrācijas veidojumos 3D reprezentācijā četriem dažādiem jaunveidojumu veidiem: bazaliomām (a–c), hemangiomām (d–f), melanomai (g–i) un seborejas keratozēm (j–l). Krāsu skala norāda hromoforu koncentrāciju palielinājumu vai samazinājumu salīdzinājumā ar blakusesošo ādu molos $\cdot 10^{-5}$ [P1]

Rezumējot – piedāvāta jauna metode jaunveidojumu analīzei, izmantojot trīs spektrālo līniju attēlus. Klīniskie dati tika pārveidoti trīsdimensionālos vājinājuma koeficienta grafikos pie trīs viļņa garumiem 448 nm, 532 nm un 659 nm. Lai gan trīsdimensionālie datu mākoņi daļēji pārklājas, atsevišķas

raksturīgas iezīmes var saskatīt lielākajai daļai veidojumu 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 jaunveidojumu 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. Pētījuma turpinājumā šādai 3D mākoņu atpazīšanai varētu izmantot mākslīgo intelektu, lai noteiktu diagnozi jaunveidojumiem, sekotu līdzī ādas atveseļošanās procesam pēc operācijām utt.

3.2. Bēra-Lamberta likuma modeļu analīze

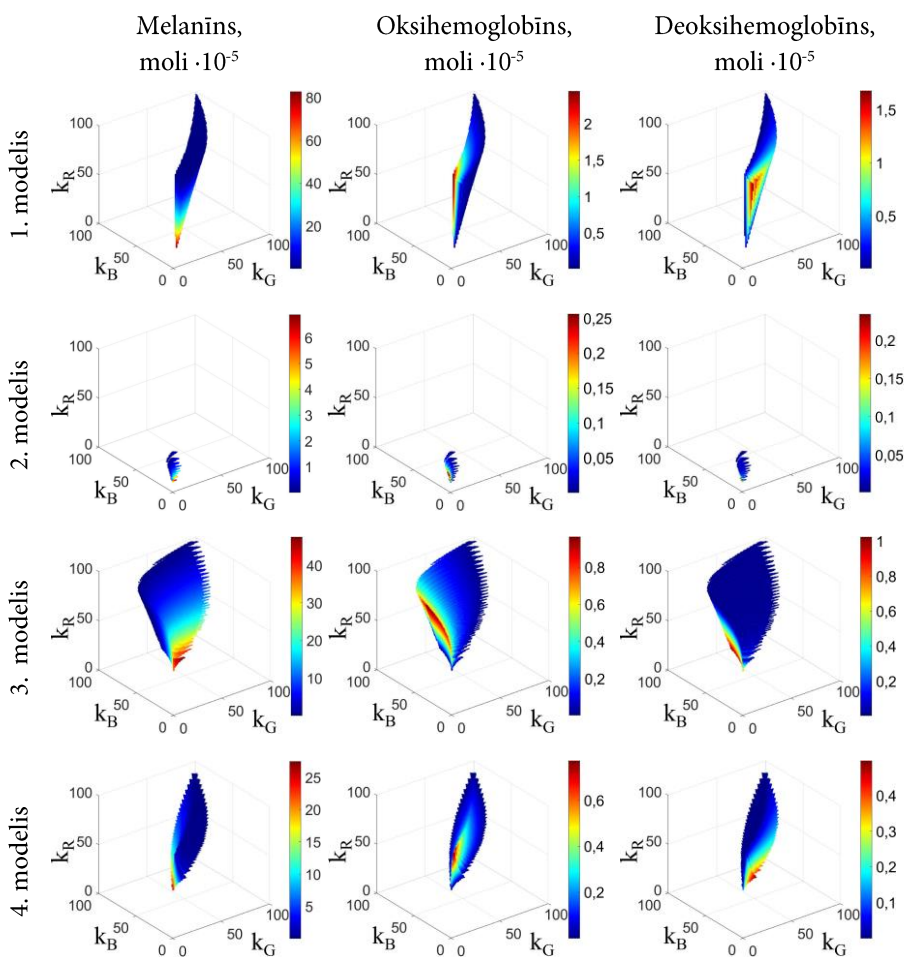
Nenegatīvās hromoforu vērtības baltās references gadījumā

Šajā nodaļā analizēti četri Bēra-Lamberta likuma modeļi (skat. 2.2.4. 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. Iepriekšējās nodaļās aprakstītajos rezultātos par referenci tika izmantota jaunveidojumiem blakus esošā veselā āda. 3.15. attēlā grafikos atstāti tikai tie punkti, kuriem visas trīs hromoforu vērtības vienlaikus ir nenegatīvas, kā tam būtu jābūt baltās references gadījumā. Katram BLL modelim tika aprēķināts nenegatīvo vērtību procentuālais skaits visā vājinājuma koeficientu kubā: pirmajam modelim – 1,40 %, otrajam modelim – 0,03 %, trešajam modelim – 2,75 %, ceturtajam modelim – 1,35 %. Lielāko derīgo vērtību skaitu uzrādīja trešais modelis, tāpēc tas varētu būt noderīgākais absolūto hromoforu koncentrāciju noteikšanai.

Jaunveidojumu analīze

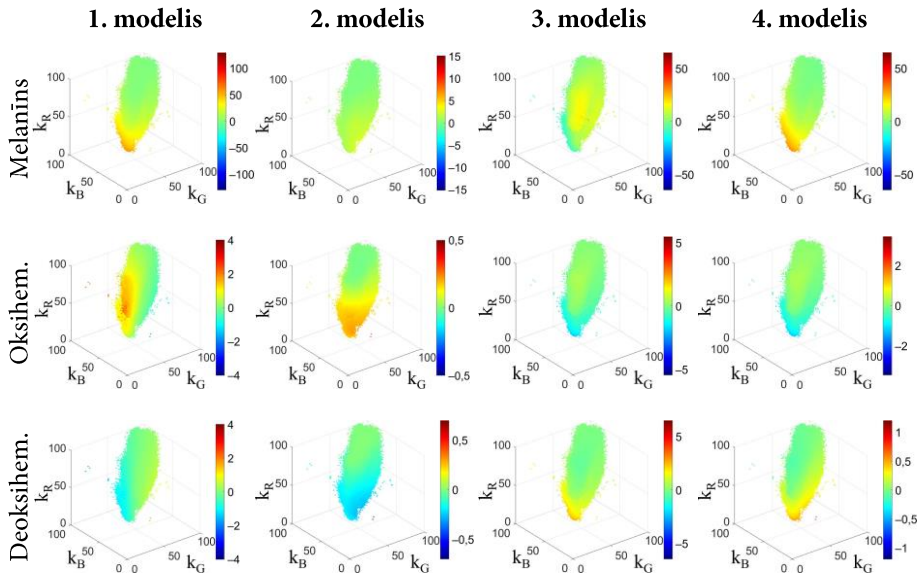
Lai iegūtu pilnīgāku priekšstatu par četriem izvēlētajiem Bēra-Lamberta likuma modeļiem, tika salīdzinātas 3D reprezentācijas trīs jaunveidojumu grupām: hemangiomām, robežnēvusiem un melanomai. Tika analizēti 3.1.3. nodaļā apskatītie veidojumi.

3.16. attēlā parādīti hemangiomas 3D mākoņi ar aprēķinātām trīs hromoforu vērtībām, izmantojot četrus BLL modeļus. Hemangiomas ir

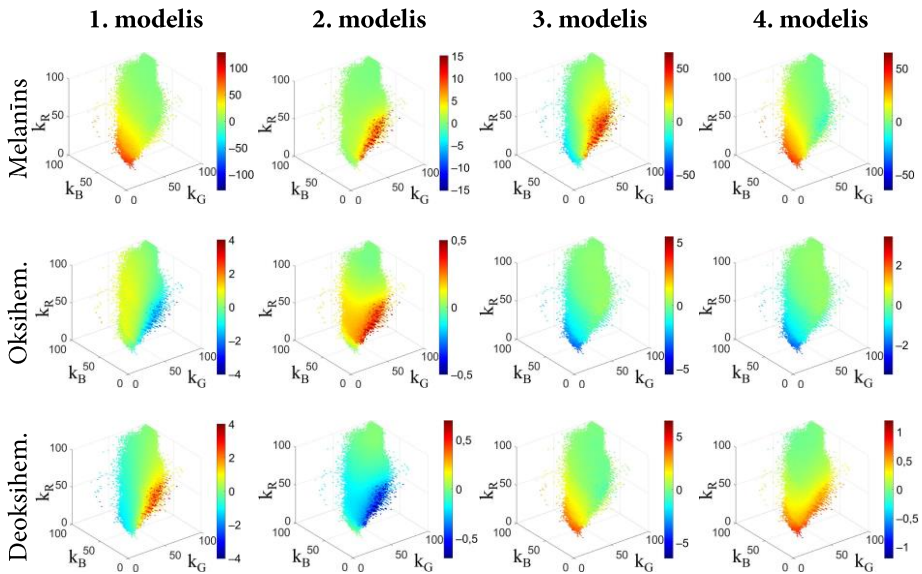


3.15. attēls. Melanīna, oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna koncentrāciju vērtības vājinājuma koeficientu kubos četriem apskatītajiem BLL modeļiem [K1]

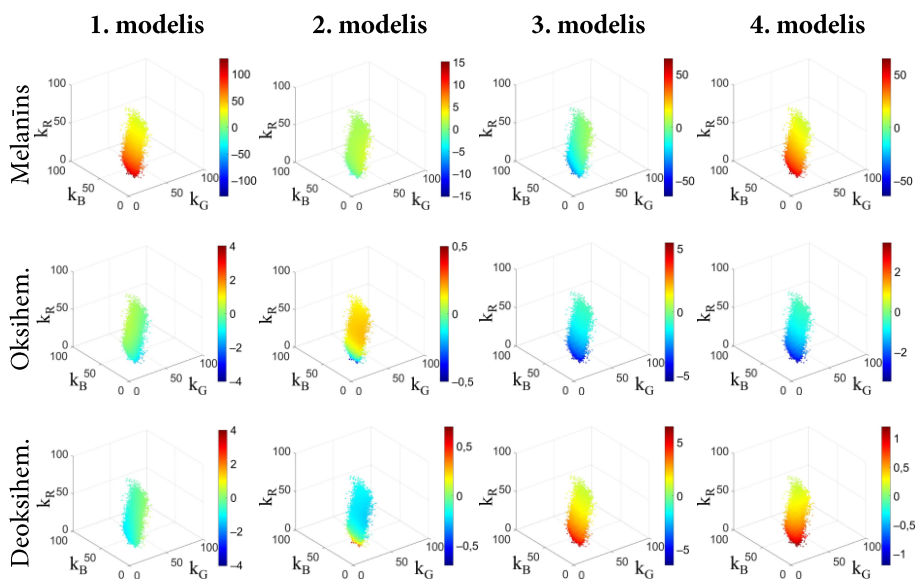
asinsvadu veidojumi, tāpēc oksihemoglobīna vērtībām jābūt augstākām par veselās ādas vērtībām (grafikos jāparādās sarkanai krāsai). Savukārt melanīnam būtu jābūt aptuveni tikpat daudz, cik veselā ādā (zaļā krāsa). Visaugstākās oksihemoglobīna vērtības parādās pirmajā un otrajā modelī. Melanīna vērtības visos modeļos uzrāda aptuveni tās pašas vērtības salīdzinājumā ar ādu. Jāņem vērā, ka katram modelim aplūkotās hromoforu skalas savstarpēji nav salāgotas. Tas tādēļ, lai labāk izceltu modeļu aprēķināto vērtību individuālo sadalījumu. Ja skalas būtu vienādas, dažu modeļu atspoguļotās vērtības būtu tuvas nulles līmenim, un grafiki nesniegtu pilnu priekšstatu.



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



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



3.18. attēls. Relatīvā hromoforu koncentrācija 3D reprezentācijā melanomai četriem BLL modeļiem. Krāsu skala norāda hromoforu koncentrāciju palielinājumu vai samazinājumu salīdzinājumā ar blakusesošo ādu molos $\cdot 10^{-5}$.

Tika analizēti iegūtie dati no pigmentētiem veidojumiem – robežnēvusiem. Šajā gadījumā būtu sagaidāmas palielinātas vērtības melanīna grafikos, bet oksi- un deoksihemoglobīna vērtības tuvu ādas vērtībām. 3.17. attēlā redzams, ka paaugstinātas melanīna vērtības konstatējamas visos četros apskatītajos modeļos. Jāievēro tas, ka pirmajā un ceturtajā modelī paaugstinātās vērtības parādās citā apgabalā nekā otrajā un trešajā modelī. Paaugstinātas oksihemoglobīna vērtības uzrādās otrajā modelī – tās ir pat augstākas nekā iepriekš apskatītajai hemangiomai. Šie rezultāti liecina par otrā modeļa nepilnībām. Pārējiem modeļiem oksi- un deoksihemoglobīna koncentrācijas uzrāda aptuveni vienādas vērtības.

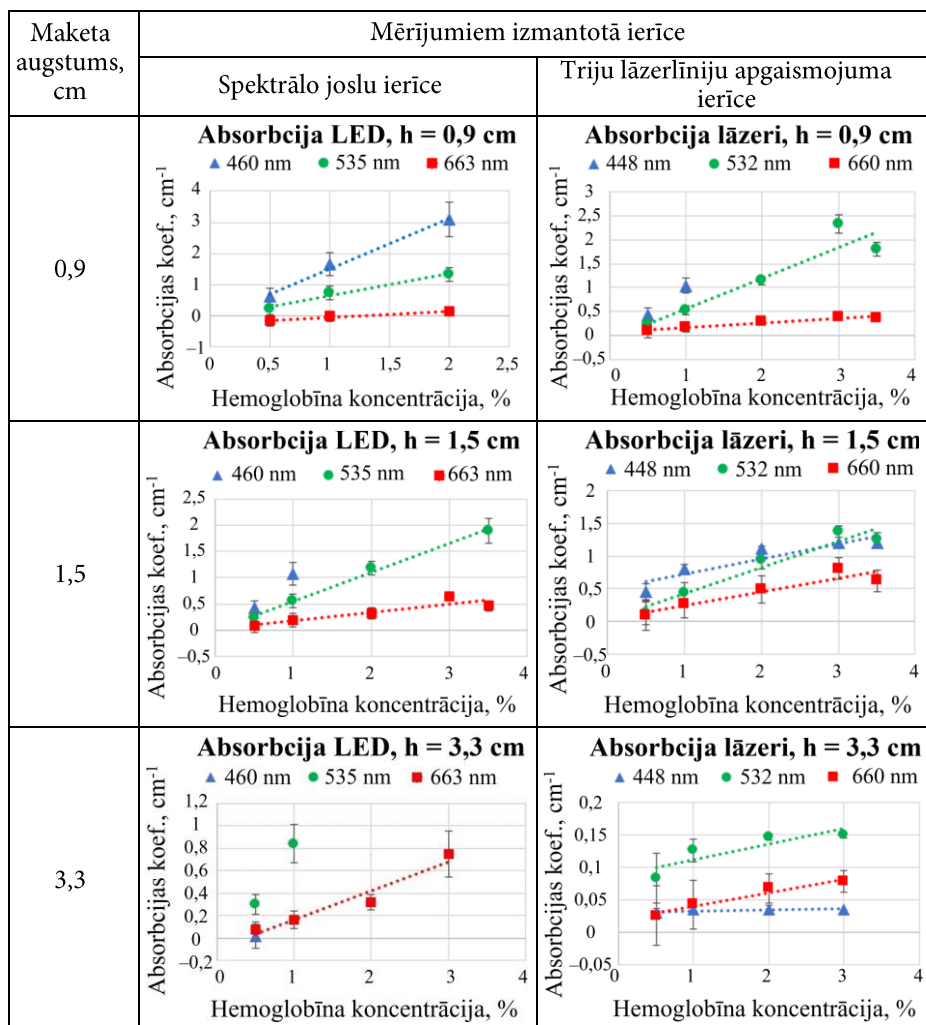
3.18. attēlā redzamas iegūtās hromoforu vērtības melanomai. Melanomas ir pigmentēti veidojumi, tāpēc būtu sagaidāmas izteikti paaugstinātas vērtības melanīna grafikos. Kā redzams, tikai pirmajā un ceturtajā modelī parādās sarkanais krāsojums šajos grafikos. Tātad otrais un trešais modelis nesniedz precīzus rezultātus. Ceturtajā modelī parādās paaugstināta deoksihemoglobīna un pazemināta oksihemoglobīna koncentrācija, kas nav raksturīga pazīme melanomām.

Izanalizējot šos trīs jaunveidojumu grafikus, varam secināt, ka visprecīzāk trīs galveno ādas hromoforu koncentrāciju pret veselo ādu atspoguļo pirmais

modelis. Otrais modelis neuzrādīja sagaidāmos rezultātus robežnēvusiem un melanomai, trešais un ceturtais modelis – hemangiomām un melanomai.

3.3. Eksperimenti ar ādas maketiem

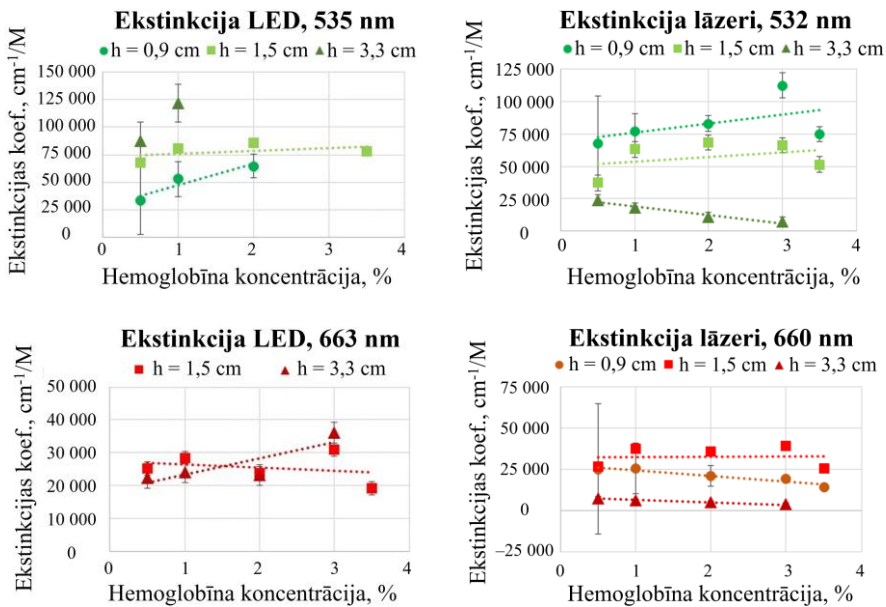
Tika apskatīti trīs dažāda biezuma ādas maketi: 0,9 cm, 1,5 cm un 3,3 cm (skat. 2.3. nod.). 3.19. attēlā redzama absorbcijas koeficienta atkarība no hemoglobīna koncentrācijas maketā caurizgājušās gaismas mērījumos.



3.19. attēls. Hemoglobīna absorbcijas koeficients atkarībā no hemoglobīna koncentrācijas paraugā, kas mērīts ar spektrālo joslu ierīci (LED) un spektrālo līniju ierīci (lāzeri) trīs dažāda biezuma ādas maketi (h) [K4]

Palielinoties hemoglobīna koncentrācijai, lineāri palielinās arī gaismas absorbcija paraugos. Lielākās koncentrācijas vērtību izmaiņas parādījās zilajā apgaismojumā, mazākās izmaiņas – sarkanajā apgaismojumā. 3,3 cm biežajā ādas maketā pilnīgi tika absorbēta zilā gaisma, tādēļ šie rezultāti grafikos nav attēloti. Salīdzināti iegūtie rezultāti ar spektrālo joslu ierīci (LED) un triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci.

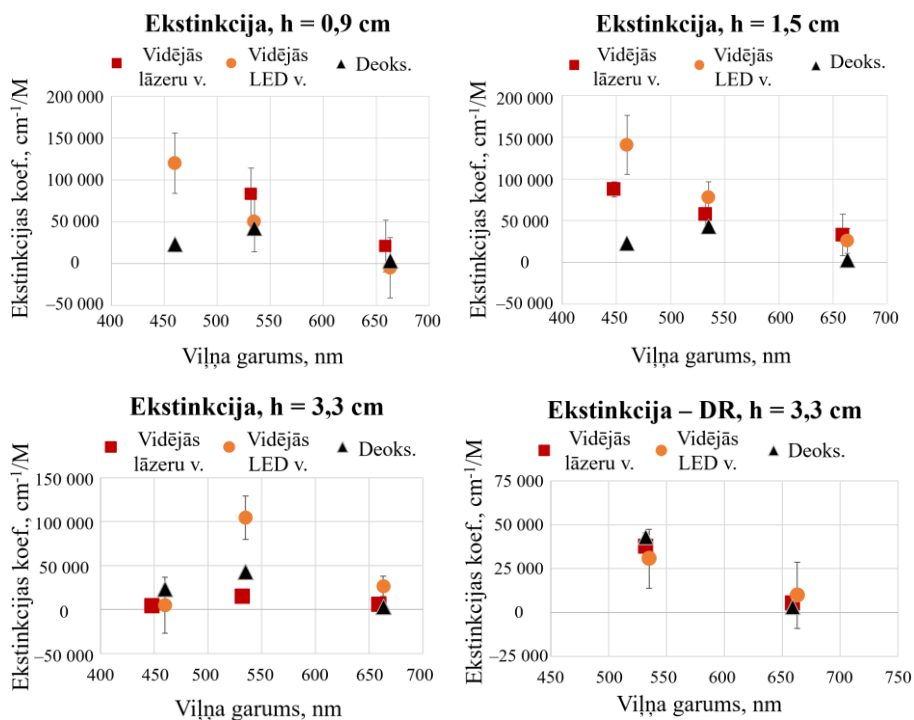
3.20. attēlā tiek salīdzināti iegūtie ekstinkcijas koeficienti, kas aprēķināti no caurizgājušās gaismas mērījumiem zaļajā un sarkanajā apgaismojumā. Arī šajā gadījumā apskatīti trīs dažāda biezuma maketi. Ekstinkcijas koeficientu vērtībām jābūt konstantām neatkarīgi no hemoglobīna koncentrācijas paraugā. Labākie rezultāti tika iegūti ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci 660 nm apgaismojumā.



3.20. attēls. Hemoglobīna ekstinkcijas koeficients atkarībā no hemoglobīna koncentrācijas, kas mērīts ar spektrālo joslu ierīci (LED) un spektrālo līniju ierīci (lāzeri) trīs dažāda biezuma ādas maketiem (h) [K4]

3.21. attēlā tiek salīdzinātas vidējās aprēķinātās hemoglobīna ekstinkcijas koeficientu vērtības, kas iegūtas ar spektrālo joslu ierīci un triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci salīdzinājumā ar citu autoru iegūtajām vērtībām [91]. 3.21. (a-c) attēlā parādīti rezultāti, kas iegūti no caurstarotās gaismas mērījumiem trīs dažāda biezuma ādas maketiem. 3.21. (d) attēlā parādīti rezultāti, kas iegūti no difūzi atstarotās gaismas mērījumiem, kad maketa

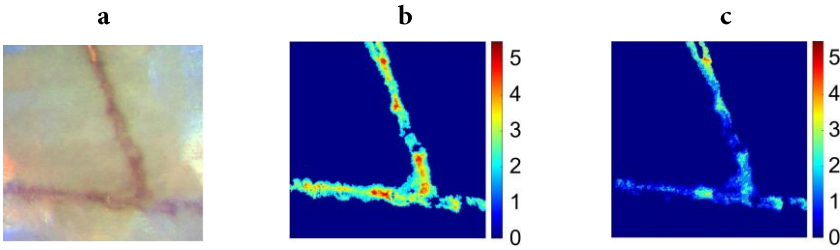
biezums ir 3,3 cm. Aprēķinātās ekstinkcijas koeficienta vērtības caurstarotajā gaismā uzrādīja augstākas vērtības nekā citu autoru darbos [91], savukārt difūzi atstarotās gaismas mērījumos redzamas izteiktas līdzības. Eksperimentāli iegūtie rezultāti bija precīzāki, izmantojot spektrālo līniju ierīci, salīdzinājumā ar spektrālo joslu ierīci.



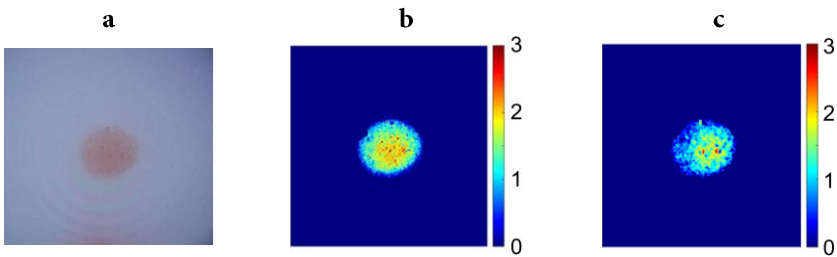
3.21. attēls. Eksperimentāli aprēķināto ekstinkcijas koeficientu atkarība no viļņu garuma salīdzinājumā ar citu autoru iegūtajām vērtībām (Deoks.) [91] dažāda biezuma maketi caurstarotajā gaismā un difūzi atstarotajā gaismā (DR) [K4]

Hemoglobīna koncentrācijas kartes

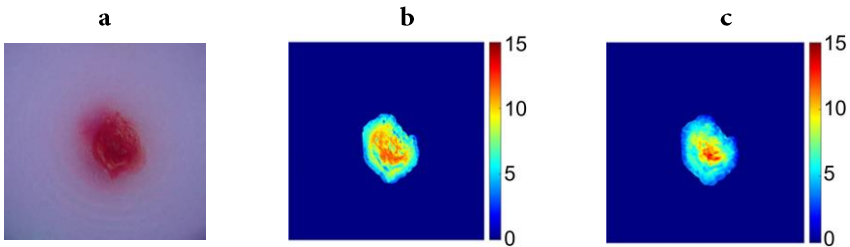
Izveidotie ādas maketi ar asinsvadu veidojumiem tika analizēti, izmantojot difūzi atstarotās gaismas attēlus sarkanajā un zaļajā apgaismojumā. Tika aprēķinātas hemoglobīna koncentrācijas kartes (3.22.–3.24. att.). Var novērot, ka koncentrācijas kartes nedaudz atšķiras sarkanajā un zaļajā apgaismojumā. Tas tāpēc, ka dažāda viļņa garuma starojums iespiežas atšķirīgā dziļumā maketos un attēlotās koncentrācijas vērtības ir vidējotas pa visu fotonu noietā ceļa garumu maketā – sarkanā gaisma iespiežas dziļāk nekā zaļā gaisma. Jāņem vērā arī tas, ka hemoglobīna daļiņas nedaudz difundē uz blakus esošajām maketa daļām, tādējādi samazinot gala koncentrāciju.



3.22. attēls. Divu slāņu asinsvadu maketa RGB attēls (a) un aprēķinātās hemoglobīna koncentrācijas kartes, kas iegūtas no zaļā (b) un sarkanā (c) spektrālo joslu attēla. Veidojums sastāv no hemoglobīna ūdens šķīduma, $c_{Hb} = 307 \mu M$. Skalās vērtības ir μM [K4]



3.23. attēls. Asinsvadu veidojuma maketa RGB attēls (a) un aprēķinātās hemoglobīna koncentrācijas kartes, kas iegūtas no zaļā (b) un sarkanā (c) spektrālo līniju attēla. Veidojums sastāv no hemoglobīna agara šķīduma, $c_{Hb} = 6 \mu M$. Skalās vērtības ir μM [K4]



3.24. attēls. Asinsvadu veidojuma maketa RGB attēls (a) un aprēķinātās hemoglobīna koncentrācijas kartes, kas iegūtas no zaļā (b) un sarkanā (c) spektrālo līniju attēla. Veidojums sastāv no hemoglobīna ūdens šķīduma, $c_{Hb} = 307 \mu M$. Skalās vērtības ir μM [K4]

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.

3.4. Naudas viltojumu pazīmes spektrālīniju attēlos

Šajā nodaļā apskatīti tikai daži nozīmīgākie banknošu apgabali.

3.4.1. Autentisku un viltotu banknošu spektrālo attēlu salīdzinoši mērījumi

500 EUR

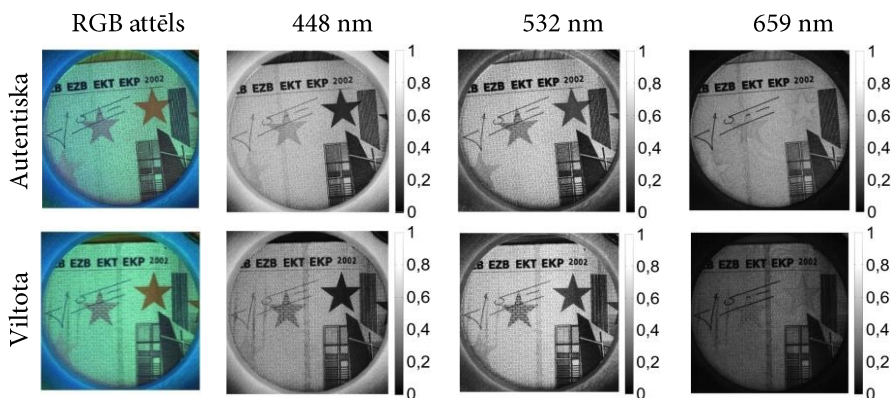
Tika salīdzināti 500 EUR banknošu spektrālīniju attēli viltotām un autentiskām banknotēm. 500 EUR naudaszīmes parasti tiek viltotas ļoti kvalitatīvi, jo tās tiek rūpīgi pārbaudītas. Arī šajā gadījumā tiek apskatītas profesionāli viltotas banknotes. 3.25. attēlā parādīti trīs analizētie apgabali.



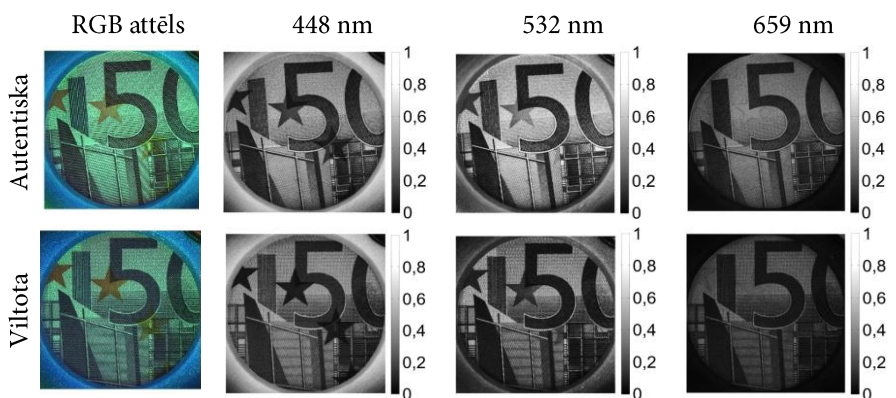
3.25. attēls. 500 EUR banknote no priekšpuses (a) un aizmugures (b) ar apvilktiem pētītajiem apgabaliem

3.26. attēlā redzama autentiska un viltota 500 EUR naudas zīme izdalītajos spektrālīniju apgaismojumos. Pirmajā apgabalā redzams paraksts un zvaigznes. Vizuāli abās banknotēs zvaigznes izskatās vienādi. 659 nm apgaismojumā redzams, ka autentiskajā banknotē zvaigzne labajā pusē absorbē mazāk gaismas nekā fons tai apkārt, savukārt viltojumā zvaigzne izskatās tumšāka. Ēkas augšējais kreisais stūris viltojumā ir daudz gaišāks visos apgaismojumos salīdzinājumā ar autentisku banknoti. Šajā gadījumā būtu noderīgi izveidot programmu, kas atpazīst zvaigznes formu un nosaka tās vidējo vērtību salīdzinājumā ar apkārt esošo fonu.

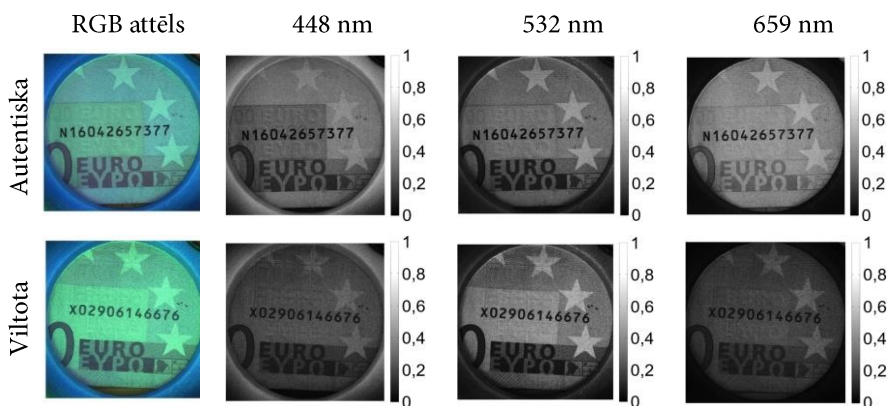
3.27. attēlā redzama autentiska un viltota 500 EUR naudaszīme izdalītajos spektrālīniju apgaismojumos otrajā apgabalā. Šajā gadījumā tiek apskatīta banknotes priekšpuse, kurā redzamas modernisma arhitektūras ēkas zem "5". Viltojumam izteikti redzamas vairākas paralēlas svītras uz ēkas, kas nav novērojamas oriģinālā. Iespējams, ka šīs svītras radušās viltojumiem lietotā printera dēļ. Šādus vai līdzīgus printeru radītus defektus varētu viegli identificēt kā neatbilstošus dizaina elementus.



3.26. attēls. Autentiskas un viltotas 500 EUR banknotes spektrālīniju attēli pirmajā apgabalā



3.27. attēls. Autentiskas un viltotas 500 EUR banknotes spektrālīniju attēli otrajā apgabalā

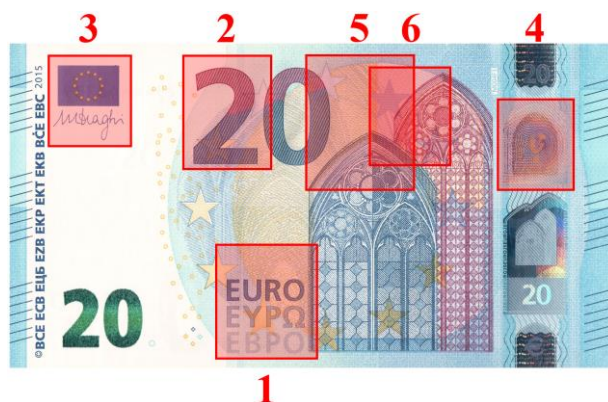


3.28. attēls. Autentiskas un viltotas 500 EUR banknotes spektrālīniju attēli trešajā apgabalā

3.28. attēlā redzama autentiska un viltota 500 EUR naudaszīme izdalītajos spektrālīniju apgaismojumos trešajā apgabalā. Labi novērojams, ka uz dzeltenīgā taisnstūra banknotes aizmugurē kreisajā apakšējā stūrī vārdi “EURO” un “ΕΥΡΩ” ir viegli izlasāmi 448 nm un 532 nm viļņa garumu apgaismojumā autentiskai naudaszīmei, bet ļoti neskaidri viltojumam. Šis varētu būt viens no autentiskuma kritērijiem – elementu izdališanas programma, kas atpazīst šos uzrakstus.

20 EUR

20 EUR banknotes tiek viltotas visbiežāk, jo ikdienā to viltojumiem tiek pievērsta vismazākā uzmanība. Šī iemesla dēļ viltojumiem ir visdažādākā kvalitāte – no ļoti vājiem līdz profesionāliem. Daudzus viltojumus var atklāt, rūpīgāk apskatot banknoti. Šeit tiek apskatīti vairāki 20 EUR banknotes apgabali, kuros salīdzināti autentisku un viltotu banknošu spektrālīniju attēli (3.29. att.).

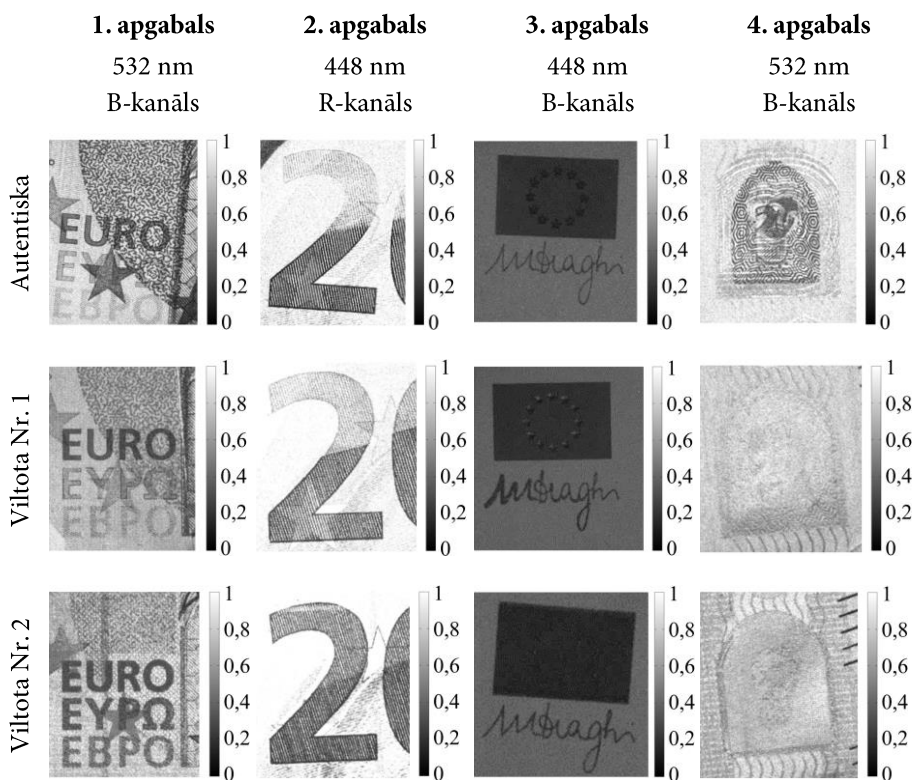


3.29. attēls. 20 EUR jaunā stila banknote no priekšpuses ar iezīmētiem pētītajiem apgabaliem

Spektrālīniju attēlu analīze

Banknotes pirmais līdz ceturtais apgabals tika analizēts atsevišķu spektrālīniju apgaismojumā (3.30. att.). Tika salīdzināti iegūtie attēli no autentiskas banknotes un diviem viltojumiem.

Pirmajā apgabalā rupjākajos viltojumos nav pievērsta uzmanība banknotes smalkajai struktūrai (Viltota Nr. 2). Var ievērot, ka autentiskā banknotē uzrakstā “EURO” var redzēt aizmugurējo rakstu, bet viltojumā Nr. 2 “EURO” uzraksts ir daudz tumšāks nekā šis raksts un to nevar saskatīt, arī viltojumā



3.30. attēls. Autentiskas un divu viltotu 20 EUR banknošu spektrālīniju attēls

Nr.1 šo rakstu tik labi nevar novērot. Zvaigzne “EURO” uzrakstu vidū autentiskajā banknotē ir ar lielāku kontrastu pret tās fonu nekā viltojumos.

448 nm apgaismojumā tika analizēts banknotes priekšpusē esošais augšējais “20” (2. apgabals). Viltojumā Nr. 1 var redzēt nobīdi starp gaišo un tumšo “2” daļu. Savukārt viltojumā Nr. 2 “2” ir tumšāks un tik labi nevar noteikt pāreju no tumšās uz gaišo daļu, kā arī zvaigzne zem tā praktiski nav saskatāma.

Trešajā apgabalā apskatīts Mario Dragi paraksts. Autentiskā banknotē paraksts sastāv no vienas gludas līnijas, bet viltojumos tas var būt slikti uzdrukāts – vai nu līnijas ir par biezu (Viltota Nr. 1), vai tās ir ļoti graudainas (Viltota Nr. 2). Arī karogs viltojumos izskatās citādi: autentiskajā banknotē var redzēt tumšas zvaigznes uz tumša pamata, bet viltojumā zvaigznes ir vai nu gaišas, vai tās nevar atšķirt no karoga pamata 448 nm apgaismojumā.

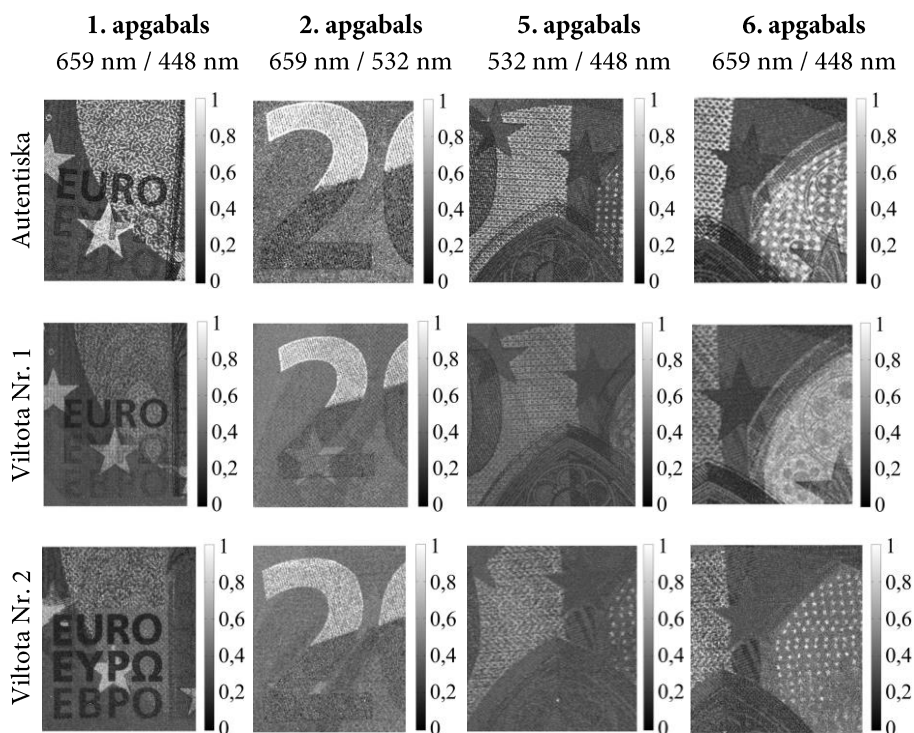
Labi var redzēt atšķirību hologrāfiskajā joslā Eiropas portreta lodziņā (4. apgabals). Autentiskajā banknotē labi redzama Eiropa un sešstūru raksts, turpretim viltojumos nevar novērot šādas detaļas.

Spektrālliniju attēlu dalījumu analīze

Tika apskatīti spektrālliniju attēlu savstarpējie dalījumi. Daži rezultāti parādīti 3.31. attēlā, pirmais un otrais apgabals ir tas pats, kas analizēts individuālu spektrālliniju gadījumā. Spektrālo attēlu dalījumā pirmajā apgabalā daudz uzskatāmāk redzama atšķirība starp autentisko banknoti un viltojumiem raibajā fonā labajā pusē. Autentiskajā banknotē redzama smalka konkrēta struktūra, savukārt abos viltojumos tā ir neizteikta vai citāda. Viltojumā Nr. 2 uzraksti “EURO” ir daudz tumšāki, nekā autentiskajā banknotē.

Otrajā apgabalā skaitli “2” viltojumos redzama zvaigzne, kas autentiskajā banknotē nav novērojama. Arī šajā apgabalā nevienā viltojumā neparādās smalkā rakstu struktūra.

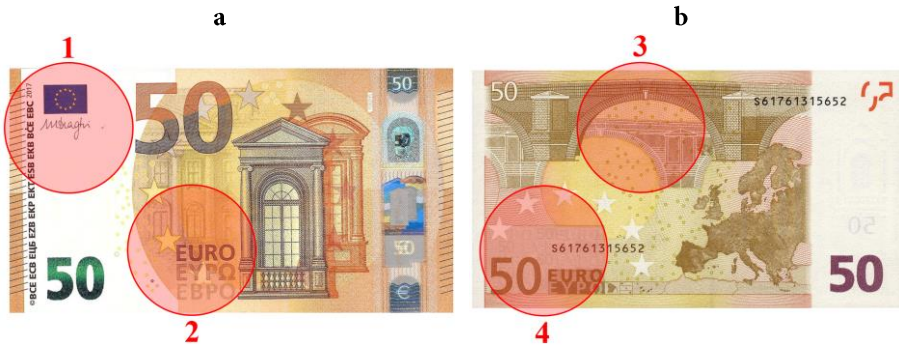
Piektajā apgabalā novērojami izteiktie kontrasti starp dažādiem banknotes elementiem – autentiskai banknotei zvaigznes ir tumšākas nekā kreisās puses fons. Viltojumos šī attiecība nav tik izteikta. Sestajā apgabalā attēla logā redzami izteikti balti punktiņi, kas viltojumos vai nu neparādās, vai parādās, bet ir daudz neizteiksmīgāki un nekonkrētāki.



3.31. attēls. Autentiskas un divu viltotu 20 EUR banknošu spektrālliniju attēlu dalījumi [K8]

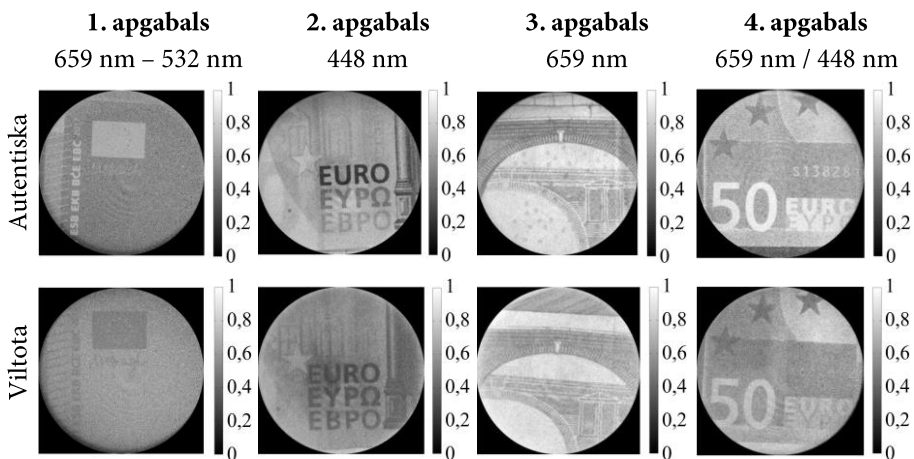
50 EUR

50 EUR banknotes ir visbiežāk sastopamās EUR banknotes [200]. Tika analizēti vairāki 50 EUR banknošu apgabali, šeit apskatīti četri no tiem (3.32. att.).



3.32. attēls. 50 EUR jaunā stila banknote no priekšpuses (a) un vecā stila banknote no aizmugures (b) ar apvilktiem pētītajiem apgabaliem

Tika analizēti spektrālīniju attēli, to starpības un dalījumi. Iegūtie rezultāti, salīdzinot viltojuma ar autentiskām banknotēm, redzami 3.33. attēlā. Jaunā stila banknotes priekšpusē tika analizēti divi apgabali: kreisais augšējais stūris (1. apgabals) un “EURO” uzraksti (2. apgabals). Pirmajā apgabalā analizēta divu spektrālīniju attēlu starpība: 659 nm un 532 nm apgaismojumā. Labi redzamas atšķirības autentiskajā un viltotajā banknotē – tās izskatās inversas viena pret otru. Autentiskajā banknotē karogs ir gaišāks par fonu, bet viltotajā banknotē karogs ir tumšāks par fonu.



3.33. attēls. Autentiskas un viltotas 50 EUR banknotes spektrālīniju attēli, to starpības un dalījumi

Otrajā apgabalā analizēti “EURO” uzraksti 448 nm apgaismojumā. Autentiskajā banknotē redzama krāsas spilgtuma pāreja no visvairāk gaismu absorbējošā “EURO” uz vismazāk absorbējošo “EBPO”. Viltojumā šāda izteikta pāreja nav novērojama – visiem nosaukumiem ir līdzīgas absorbcijas īpašības 448 nm viļņa garumam.

Vecā stila 50 EUR banknotei tika analizēti divi apgabali tās aizmugurē: tiltu vidējās daļas (3. apgabals) un kreisais apakšējais stūris (4. apgabals). Banknotes vidus daļā redzami daudzi mazi aplīši, kas labi parādās arī 659 nm apgaismojumā autentiskai banknotei, toties nav novērojami tādā pašā apgaismojumā viltojumā (3. apgabals).

Ceturtajā apgabalā apskatīts 659 nm un 448 nm spektrālīniju attēlu dalījums. Autentiskajā banknotē redzams tās iespēšanas valsts kods un sērijas numurs, kas neparādās viltojumā, kā arī novērojams daudz lielāks kontrasts starp vārdiem “EURO” un “EYPΩ” un fonu tiem apkārt. Viltojumā šiem vārdiem izmantotajām krāsām ir daudz līdzīgākas absorbcijas īpašības fona krāsai.

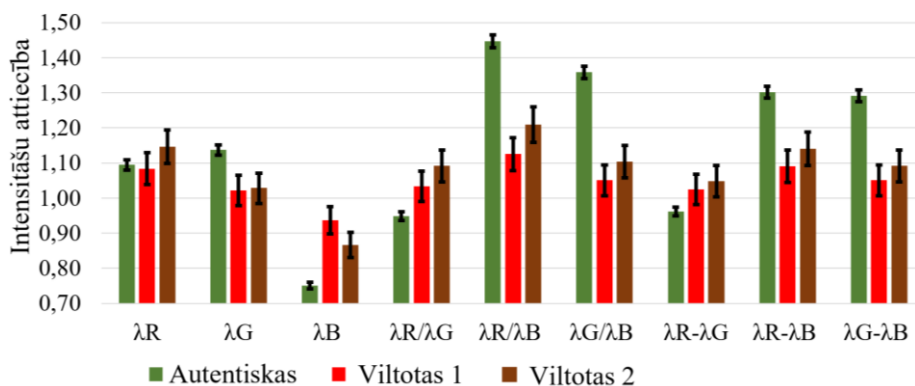
3.4.2. Autentisku un viltotu banknošu spektrālo attēlu vērtību salīdzinoši mērījumi

50 EUR banknotei tika veikta papildu analīze, apskatot divu elementu pāru skaitliskos rezultātus viltojumiem un autentiskajām banknotēm. Analīzei tika izmantots iepriekš apskatītais otrais apgabals (3.32. att.).

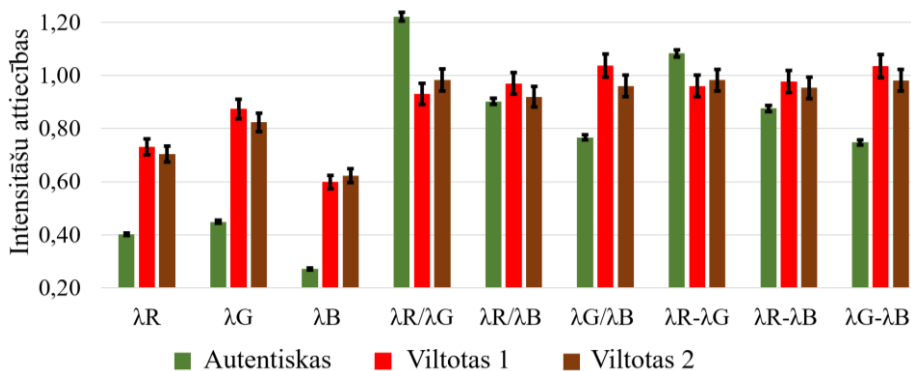
Tika salīdzināta zvaigznes (A1) intensitāte ar fonu zem tās (A2) (3.34. att.). Zvaigznes elementā ir iestrādāts eiropija oksīds, kam piemīt luminiscences īpašības.



3.34. attēls. Skaitliskajai analīzei izmantotie elementi uz 50 EUR banknotes priekšpuses [K7]



3.35. attēls. Intensitātes proporcijas starp elementiem A₁ un A₂, spektrālīniju attēliem (λR, λG un λB), kā arī to dalījumiem un starpībām [K7, K8]



3.36. attēls. Intensitātes proporcijas starp elementiem B₁ un B₂, spektrālīniju attēliem (λR, λG un λB), kā arī to dalījumiem un starpībām

Tika salīdzinātas gan monohromatiskās vērtības (λR, λG un λB), gan savstarpējie dalījumi un starpības. Iegūtie rezultāti parādīti 3.35. attēlā. Tika izanalizētas autentiskas naudaszīmes, viltojumi, kuri veidoti, izmantojot strūkļas printeri (Viltotas 1) un cita veida viltojumi (Viltotas 2). Pēc iegūtajiem rezultātiem redzams, ka autentiskām naudaszīmēm spektrālie dalījumi sarkanajā un zilajā apgaismojumā (λR/λB), kā arī zaļajā un zilajā apgaismojumā (λG/λB) uzrāda noteiktas tendences – skaitliskās vērtības tām ir daudz augstākas nekā viltojumiem.

Otrajā gadījumā tika salīdzināti dažādās valodās uzrakstītie “EURO” vārda trešie burti. Pirmā “EURO” burta “R” vertikālā daļa (B₁) un trešā “EBPO” burta “P” vertikālā daļa (B₂) (3.34. att.). Iepriekš apskatītajā vizuālajā novērtējumā šīs daļas būtiski atšķīrās. Skaitliski aprēķinātie rezultāti redzami 3.36. attēlā. Šajā

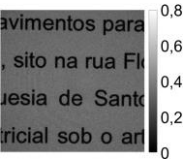
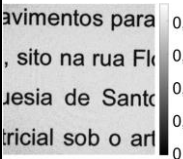
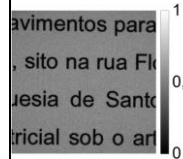
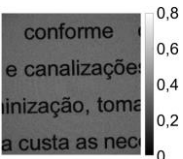
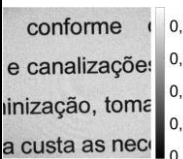
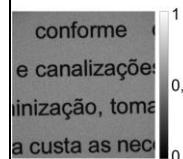
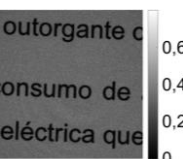
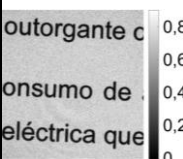
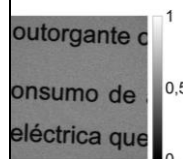
grafikā nozīmīgākās izmaiņas parādās spektrālīniju attēlos: autentisko banknošu intensitāšu proporcijas starp šiem elementiem uzrāda mazākas vērtības nekā viltojumiem.

Ņemot 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.

3.5. Dokumentu viltojumu noteikšana

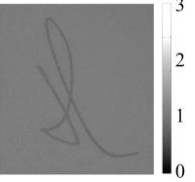
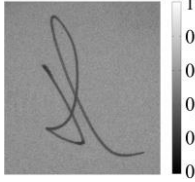
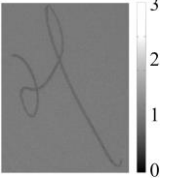
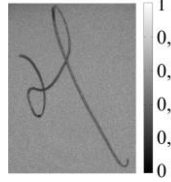
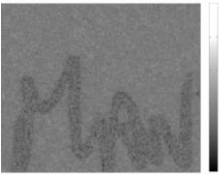
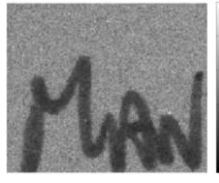
Katra no dokumenta parauga trim lapām tika atsevišķi pētīta, izmantojot triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci. Tika aprēķinātas vidējās vērtības drukāto tekstu fragmentiem (3.1. tab.). Pēc iegūtajiem rezultātiem redzams, ka pirmajai un trešajai lapai ir ļoti tuvas aprēķinātās vidējās krāsu toneru vērtības, bet otrajai lapai tās ievērojami atšķiras. Tas varētu liecināt, ka otrās lapas drukāšanai tika izmantots cits printeris vai cits tintes kārtidrīžs.

3.1. tabula. Spektrālīniju attēli, kas iegūti ar triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīci, un aprēķinātās vidējās vērtības drukātajiem tekstiem trīs dokumentu lapām [P3]

Lapas Nr.	659 nm	Drukātā teksta vidējā vērtība	532 nm	Drukātā teksta vidējā vērtība	448 nm	Drukātā teksta vidējā vērtība
1		0,029 ± 0,015		0,078 ± 0,035		0,051 ± 0,004
2		0,042 ± 0,017		0,098 ± 0,036		0,063 ± 0,004
3		0,028 ± 0,015		0,073 ± 0,033		0,051 ± 0,004

Līdzīgā veidā tika analizēti ar roku rakstītie paraksti, lai pārbaudītu, vai uz visām lapām ir izmantotas tās pašas tintes pildspalvas. Pirmā paraksta rezultāti apkopoti 3.2 un 3.3. tabulā. Lai gan aprēķinātās vidējās vērtības sakrīt vai gandrīz sakrīt visām lapām, tomēr, izmantojot šo pildspalvu tintes analīzes metodi, nav iespējams noteikt, ka parakstiem izmantotās tintes ir bijušas 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.

3.2. tabula. Pirmā paraksta analīze: paraksta spektrālīniju intensitāšu dalījuma attēli un aprēķinātās vidējās vērtības trīs dokumentu lapās

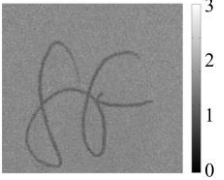
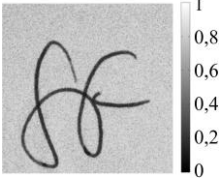
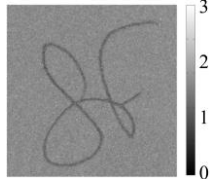
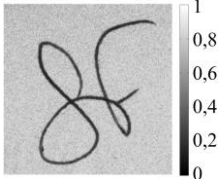
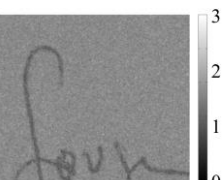
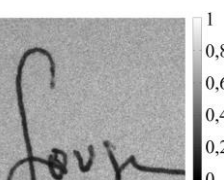
Lapas Nr.	659 nm / 532 nm	Paraksta vidējā vērtība	532 nm B-kanāls, $\cdot 10^{-1}$	Paraksta vidējā vērtība
1		$0,315 \pm 0,059$		$0,050 \pm 0,008$
2		$0,300 \pm 0,060$		$0,051 \pm 0,010$
3		$0,315 \pm 0,067$		$0,041 \pm 0,007$

3.3. tabula. Pirmā paraksta vidējās vērtības visos spektrālīniju 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	$0,060 \pm 0,022$	$0,189 \pm 0,048$	$0,252 \pm 0,041$	$2,00 \pm 0,23$	$0,38 \pm 0,10$	$1,34 \pm 0,25$

Otrā paraksta aprēķinātie rezultāti redzami 3.4 un 3.5. tabulā. Arī šajā gadījumā nav iespējams noteikt, vai visos parakstos ir izmantota tā pati tinte, vai tomēr atšķirīgas tintes, jo kļūdu robežās visas vērtības sakrīt.

3.4. tabula. Otrā paraksta analīze: paraksta spektrālīniju intensitāšu dalījuma attēli un aprēķinātās vidējās vērtības trīs dokumentu lapās

Lapas Nr.	448 nm / 659 nm	Paraksta vidējā vērtība	448 nm G-kanāls	Paraksta vidējā vērtība, $\cdot 10^{-2}$
1		1,24 ± 0,19		2,38 ± 0,66
2		1,27 ± 0,20		2,40 ± 0,67
3		1,24 ± 0,17		2,01 ± 0,61

3.5. tabula. Otrā paraksta vidējās vērtības visos spektrālīniju 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	0,128 ± 0,035	0,222 ± 0,062	0,159 ± 0,045	1,03 ± 0,09	1,31 ± 0,18	0,75 ± 0,11
2	0,123 ± 0,034	0,225 ± 0,063	0,155 ± 0,044	1,01 ± 0,10	1,31 ± 0,19	0,76 ± 0,12
3	0,123 ± 0,034	0,188 ± 0,057	0,153 ± 0,047	1,05 ± 0,09	1,33 ± 0,18	0,73 ± 0,10

Izmantojot šeit apskatīto metodi dokumentu viltojumam 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 ļoti izmantojama kopā ar destruktīvām metodēm kā papildu informācijas sniedzēja.

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.

Eksperimentālajiem mērījumiem ar šo metodi tika izveidotas vairākas maketierīces: triju, četru un piecu lāzerlīniju apgaismojuma ierīces. Triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīcē (448 nm, 532 nm un 659 nm) attēlu uzņemšanai tiek lietots tai viegli piestiprināms viedtālrunis. Mērījuma laikā triju lāzerlīniju apgaismojumā tiek iegūts tikai viens attēls. Datu apstrādes procesā tas 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 secīgi 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 sánstarojošā 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 veidojumi, piemēram, dažādi nēvusi, seborejas keratozes un hemangiomas, gan ļaundabīgi veidojumi – melanomas un bazaliomas. Tika aprēķinātas ādas hromoforu relatīvās koncentrācijas vērtības attiecībā pret veselo ādu. Aprēķiniem tika izmantots modificēts Bēra-Lamberta likums un spektrālīniju vājinājuma koeficients. 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. Lipīdi un bilirubīns veidojumos pārsvarā uzrādīja blakus esošajai veselajai ādai tuvas koncentrācijas vērtības.

Lai iegūtu vispārīgāku priekšstatu par dažādos jaunveidojumos esošo hromoforu koncentrācijas sadalījuma tendencēm, piedāvāta jauna

trīsdimensionāla datu analīzes pieeja, tos vizualizējot trijās dimensijās, kas atbilst spektrālajām vājinājuma vērtībām pie trim izmantotajiem 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. Piemēram, melanomu, bazaliomu un zilo nēvusu mākoņi vājinājuma koeficientu grafikos gandrīz nemaz savstarpēji nepārklājas. Izmantojot segmentēto veidojumu mākoņu atrašanās zonas vājinājuma koeficientu trīsdimensionālajā grafikā, kā arī hromoforu koncentrāciju sadalījumu šajos mākoņos, ir iespējams izšķirt dažādas veidojumu grupas.

Papildus tika izmantota spektrālo joslu apgaismojuma ierīce, kuras spektra maksimumi ir tuvi triju lāzerlīniju apgaismojuma ierīcei (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 uzrādīja lielāku potenciālu jaunveidojumu klasifikācijai, izmantojot spektrālo līniju ierīci. Sevišķi labi grafikos varēja izšķirt hemangiomas, jo tās uzrādīja daudz augstākas oksihemoglobīna vērtības nekā citi labdabīgi veidojumi.

Lai atrastu labāko metodi hromoforu koncentrāciju izmaiņu noteikšanai ādas jaunveidojumos, tika testēti četri dažādi modificēta Bēra-Lamberta likuma modeļi. Pirmajā modelī tiek ņemta vērā tikai trīs galveno ādas hromoforu absorbcija, otrajā modelī papildus tiek ņemta vērā absorbcija citu hromoforu dēļ un dažādu viļņu garumu iespēšanās dziļums ādā, trešajā modelī absorbcijas koeficienta vietā tiek apskatīts efektīvais vājinājuma koeficients, kas sevī iekļauj arī izkliedes īpašības, ceturtajā modelī āda tiek apskatīta kā piecu, nevis divu slāņu struktūra. Modeļi tika analizēti, izmantojot vājinājuma koeficientu trīsdimensionālos grafikus. Analizējot modeļu vērtības ādas jaunveidojumu *in vivo* mērījumos, kad kā reference tiek izmantota veidojumam blakus esošā veselā āda, labākos rezultātus uzrādīja pirmais modelis. Otrais modelis slikti atspoguļoja hromoforu sadalījumu robežnēvosos un melanomā, trešais un ceturtais modelis – hemangiomās un melanomā.

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. Spekrālo līniju ierīce uzrādīja stabilākas ekstinkcijas koeficienta vērtības starp mērījumiem nekā spekrālo joslu ierīce. Vidējās ekstinkcijas koeficienta vērtības, mērītas ar spekrālo līniju ierīci difūzi atstarotajā gaismā, kļūdu robežās sakrita ar literatūrā atrodamajām deoksihemoglobīna ekstinkcijas koeficienta vērtībām. Secināts, ka spekrālo līniju attēlu mērījumi sniedz kvalitatīvākus datus nekā spekrālo joslu attēlu mērījumi.

Sadarbībā ar Latvijas Banku veikti spekrālīniju 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 (500 EUR) spekrālīniju attēlos ir novērojamas atšķirības no autentisku banknošu attēliem, kaut vizuāli krāsas neatšķiras. 20 EUR banknošu spekrālīniju attēlos tika novērotas ievērojamas atšķirības – gan smalkajās struktūrās, kas neparādījās viltojumos, gan nekvalitatīvās hologrāfiskajās joslās. Spekrālo attēlu dalījumos autentiskajās banknotēs parādījās struktūras, kuras redzamajā gaismā nav novērojamas un neparādās arī viltojumos. Arī 50 EUR gadījumā autentiskajām banknotēm spekrālīniju attēlos atklājās konkrētas struktūras, kuras nevarēja novērot viltojumos. Skaitliskajai salīdzināšanai tika izvēlēti divi elementu pāri: zvaigzne ar tās fonu un divu vārdu “EURO” trešais burts. Tika salīdzinātas spekrālīniju attēlu vidējās vērtības starp elementiem, kā arī to starpības un dalījumi. Izmantojot šo vai citu elementu spekrālās attiecības attēlos, iespējams pārlicenoši 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 lāzerlīniju apgaismojuma ierīci veikto mērījumu rezultāti atklāja, ka drukātais teksts uz pirmās un trešās lapas ir spekrāli tāds pats, savukārt teksts uz otrās lapas atšķirās, un, visticamāk, tā drukāšanai tika izmantots cits printeris. Pēc pētījuma tika saņemts apstiprinājums, ka teksts uz dokumenta otrās lapas tiešām tika drukāts, izmantojot citu printeri, un otrajai lapai tika izmantots cits papīrs. Analizējot parakstus uz drukātajām lapām – gan spekrālīniju attēlu parakstu vidējās vērtības, gan to dalījumu – iegūtas savstarpēji atšķirīgas vidējās vērtības, tomēr kļūdu robežās tās neatšķirās.

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, 450/523/638/850nm un 405/450/525/656/850nm. *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 drukāto paraugu mērījumos konstatētas specifiskas atšķirības spektrālīniju attēlos, to dalījumos un starpībās, piedāvāts jauns algoritms naudas viltojumu atpazīšanai. Pildspalvu tinšu atpazīšana ar šo metodi nesniedza vēlamo precizitāti. [P3, K7, K8, R1, R3]

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]

PUBLICITĀTE

Publicēti **astoņi žurnālu raksti** (t. sk. pieci Q1 un divi 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/CLEO-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. Kvisis-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 (online), 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* (online) (Optical Society of America), paper JT3A.39, (2015), doi: 10.1364/BODA.2015.JT3A.39

Četri reģistrēti izgudrojumi:

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

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

1. “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.
2. “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.
3. “MultiForesee 2021 conference, tiešsaistē, stenda referāts “Potential of modified Beer-Lambert law for skin bruise analysis”, **I. Oshina**, J. Spigulis, 12.–14.07.2021.
4. “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.

5. "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.
6. "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.
7. "Biofotonikas un attēlveidošanas doktorantūras studentu vasaras skolā BIGSS", Ballivaughanā, Īrijā, stenda referāts "Polychromatic spectral imaging for chromophore mapping and counterfeit detection", **I. Oshina**, J. Spigulis 28.08.–01.09.2018.
8. "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.
9. 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.
10. "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.
11. "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.
12. 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.
13. "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.

14. "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.
15. "IONS Karlsruhe 2015", Kārlsruē, Vācijā, stenda referāts "Image Processing for Snapshot RGB Mapping of Skin Chromophores", **I. Oshina**, J. Spigulis, 26.–29.06.2015.
16. "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.

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

Publicēti **divi populārzinātniski 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).

Trīs 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.

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.

LITERATŪRAS SARAKSTS

- [1] D. R. Ifa, J. M. Wiseman, Q. Song, R. G. Cooks, “Development of capabilities for imaging mass spectrometry under ambient conditions with desorption electrospray ionization (DESI)”, *Int. J. Mass Spectrom.*, vol. 259, no. 1–3, 2007.
- [2] A. Kula, R. Wietecha-Postuszny, K. Pasionek, M. Król, M. Woźniakiewicz, P. Kościelniak, “Application of laser induced breakdown spectroscopy to examination of writing inks for forensic purposes”, *Sci. Justice*, vol. 54, no. 2, 2014, pp. 118–125.
- [3] S. Dhara, N. L. Misra, S. D. Maind, S. A. Kumar, N. Chattopadhyay, S. K. Aggarwal, “Forensic application of total reflection X-ray fluorescence spectrometry for elemental characterization of ink samples”, *Spectrochim. Acta – Part B At. Spectrosc.*, vol. 65, no. 2, 2010, pp. 167–170.
- [4] A. Waddell, P. Star, P. Guitera, “Advances in the use of reflectance confocal microscopy in melanoma”, *Melanoma Manag.*, vol. 5, no. 1, 2018, p. MMT04.
- [5] M. Mogensen, L. Thrane, T. M. Joergensen, P. E. Andersen, G. B. E. Jemec, “Optical Coherence Tomography for Imaging of Skin and Skin Diseases”, *Semin. Cutan. Med. Surg.*, vol. 28, no. 3, 2009, pp. 196–202.
- [6] F. M. Udriștioiu, A. A. Bunaciu, H. Y. Aboul-Enein, I. G. Tanase, “Application of Micro-Raman and FT – IR Spectroscopy in Forensic Analysis of Questioned Documents”, *Gazi Univ. J. Sci.*, vol. 25, no. 2, 2012, pp. 371–375.
- [7] G. Saiko, P. Lombardi, Y. Au, D. Queen, D. Armstrong, K. Harding, “Hyperspectral imaging in wound care: A systematic review”, *Int. Wound J.*, vol. 17, no. 6, 2020, pp. 1840–1856.
- [8] E. Aloupogianni, M. Ishikawa, N. Kobayashi, T. Obi, “Hyperspectral and multispectral image processing for gross-level tumor detection in skin lesions: a systematic review”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 27, no. 06, 2022, pp. 1–28.
- [9] J. Spigulis, “Method for imaging of spectral reflectance at several wavelengths”, WO2015071786A1, 2014.
- [10] J. Spigulis, L. Elste, “Method and device for imaging of spectral reflectance at several wavelength bands”, WO2013135311 (A1), 2012.
- [11] R. Cui *et al.*, “Deep Learning in Medical Hyperspectral Images: A Review”, *Sensors*, vol. 22, no. 24, 2022.
- [12] S. Peyghambari, Y. Zhang, “Hyperspectral remote sensing in lithological mapping, mineral exploration, and environmental geology: an updated review”, *J. Appl. Remote Sens.*, vol. 15, no. 3, 2021.
- [13] J. M. Bioucas-Dias, A. Plaza, G. Camps-Valls, P. Scheunders, N. M. Nasrabadi, J. Chanussot, “Hyperspectral remote sensing data analysis and future challenges”, *IEEE Geosci. Remote Sens. Mag.*, vol. 1, no. 2, 2013, pp. 6–36.
- [14] C. Wang *et al.*, “A review of deep learning used in the hyperspectral image analysis for agriculture”, *Artif. Intell. Rev.*, vol. 54, no. 7, 2021, pp. 5205–5253.

- [15] E. C. Seyrek, M. Uysal, "Classification of Hyperspectral Images with CNN in Agricultural Lands", 2021, p. 6.
- [16] A. K. Mahlein, E. C. Oerke, U. Steiner, H. W. Dehne, "Recent advances in sensing plant diseases for precision crop protection", *Eur. J. Plant Pathol.*, vol. 133, no. 1, 2012, pp. 197–209.
- [17] M. Huang, X. Wan, M. Zhang, Q. Zhu, "Detection of insect-damaged vegetable soybeans using hyperspectral transmittance image", *J. Food Eng.*, vol. 116, no. 1, 2013, pp. 45–49.
- [18] H. T. Temiz, B. Ulaş, "A Review of Recent Studies Employing Hyperspectral Imaging for the Determination of Food Adulteration", *Photochem.*, vol. 1, no. 2, 2021, pp. 125–146.
- [19] M. Zhu *et al.*, "Application of hyperspectral technology in detection of agricultural products and food: A Review", *Food Sci. Nutr.*, vol. 8, no. 10, 2020, pp. 5206–5214.
- [20] G. Lu, B. Fei, "Medical hyperspectral imaging: a review", *J. Biomed. Opt.*, vol. 19, no. 1, 2014, p. 010901.
- [21] Q. Li, X. He, Y. Wang, H. Liu, D. Xu, F. Guo, "Review of spectral imaging technology in biomedical engineering: achievements and challenges", *J. Biomed. Opt.*, vol. 18, no. 10, 2013, p. 100901.
- [22] Y. W. Wang, N. P. Reder, S. Kang, A. K. Glaser, J. T. C. Liu, "Multiplexed optical imaging of tumor-directed nanoparticles: A review of imaging systems and approaches", *Nanotheranostics*, vol. 1, no. 4, 2017, pp. 369–388.
- [23] D. N. Stratis, K. L. Eland, J. Chance Carter, S. J. Tomlinson, S. M. Angel, "Comparison of Acousto-Optic and Liquid Crystal Tunable Filters for Laser-Induced Breakdown Spectroscopy", *Applied Spectroscopy*, vol. 55, no. 8, August, 2001.
- [24] L. Gao, R. T. Kester, T. S. Tkaczyk, "Compact Image Slicing Spectrometer (ISS) for hyperspectral fluorescence microscopy", *Opt. Express*, vol. 17, no. 15, 2009, p. 12293.
- [25] S. A. Mathews, "Design and fabrication of a low-cost, multispectral imaging system", *Appl. Opt.*, vol. 47, no. 28, 2008.
- [26] G. Lu *et al.*, "Framework for hyperspectral image processing and quantification for cancer detection during animal tumor surgery", *J. Biomed. Opt.*, vol. 20, no. 12, 2015, p. 126012.
- [27] B. Demir, S. Ertürk, "Empirical mode decomposition pre-process for higher accuracy hyperspectral image classification", *Int. Geosci. Remote Sens. Symp.*, vol. 2, no. 1, 2008.
- [28] B. Fei *et al.*, "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.*, vol. PMC6169991, 2017, pp. 4041–4045.

- [29] S. G. Kong, Z. Du, M. Martin, T. Vo-Dinh, “Hyperspectral fluorescence image analysis for use in medical diagnostics”, *Adv. Biomed. Clin. Diagnostic Syst. III*, vol. 5692, May, 2005, p. 21.
- [30] L. Mou, S. Saha, Y. Hua, F. Bovolo, L. Bruzzone, X. X. Zhu, “Deep Reinforcement Learning for Band Selection in Hyperspectral Image Classification”, *IEEE Trans. Geosci. Remote Sens.*, vol. 60, 2022, pp. 1–14.
- [31] W. Sun, Q. Du, “Hyperspectral band selection: A review”, *IEEE Geosci. Remote Sens. Mag.*, vol. 7, no. 2, 2019, pp. 118–139.
- [32] K. Tan, E. Li, Q. Du, P. Du, “Hyperspectral image classification using band selection and morphological profiles”, *IEEE J. Sel. Top. Appl. Earth Obs. Remote Sens.*, vol. 7, no. 1, 2014, pp. 40–48.
- [33] H. Yu, J. Yang, “A direct LDA algorithm for high-dimensional data — with application to face recognition”, *Pattern Recognit.*, vol. 34, no. 10, 2001, pp. 2067–2070.
- [34] L. L. Randeberg, E. L. P. Larsen, L. O. Svaasand, “Characterization of vascular structures and skin bruises using hyperspectral imaging, image analysis and diffusion theory”, *J. Biophotonics*, vol. 3, no. 1–2, 2010, pp. 53–65.
- [35] G. Lu *et al.*, “Hyperspectral Imaging of Neoplastic Progression in a Mouse Model of Oral Carcinogenesis”, *Med. Imaging 2016 Biomed. Appl. Mol. Struct. Funct. Imaging*, vol. 34, no. 5, 2016, pp. 206–213.
- [36] A. Madooei *et al.*, “Hyperspectral image processing for detection and grading of skin erythema”, *Med. Imaging 2017 Image Process.*, vol. 10133, February 2017, p. 1013322.
- [37] N. Wambugu *et al.*, “Hyperspectral image classification on insufficient-sample and feature learning using deep neural networks: A review”, *Int. J. Appl. Earth Obs. Geoinf.*, vol. 105, 2021, p. 102603.
- [38] B. Hu, J. Du, Z. Zhang, Q. Wang, “Tumor tissue classification based on micro-hyperspectral technology and deep learning”, *Biomed. Opt. Express*, vol. 10, no. 12, 2019, p. 6370.
- [39] M. Aboras, H. Amasha, I. Ibraheem, “Early detection of melanoma using multispectral imaging and artificial intelligence techniques”, *Am. J. Biomed. Life Sci.*, vol. 3, August, 2015, pp. 29–33.
- [40] L. Gao, R. T. Smith, “Optical hyperspectral imaging in microscopy and spectroscopy – a review of data acquisition”, *J. Biophotonics*, vol. 8, no. 6, 2015, pp. 441–456.
- [41] L. Giannoni, F. Lange, I. Tachtsidis, “Hyperspectral imaging solutions for brain tissue metabolic and hemodynamic monitoring: past, current and future developments”, *J. Opt.*, vol. 20, 2018.
- [42] J. Spigulis, L. Elste, “Single snapshot RGB multispectral imaging at fixed wavelengths: proof of concept”, *Proc. SPIE 8937, Multimodal Biomed. Imaging IX*, 2014.

- [43] J. Spīgulis, I. Ošiņa, "Spectral line imaging: principles, implementation and applications", *Latv. Acad. Sci. Yearb.*, 2022, pp. 98–101.
- [44] H. Q. Le, Y. Wang, "Semiconductor laser multi-spectral sensing and imaging", *Sensors*, vol. 10, no. 1, 2010, pp. 544–583.
- [45] R. E. Warren, R. G. Vanderbeek, J. L. Ahl, "Detection and classification of atmospheric aerosols using multi-wavelength LWIR LIDAR", *Chem. Biol. Radiol. Nucl. Explos. Sens. X*, vol. 7304, 2009, p. 73040E.
- [46] M. B. Frish, R. T. Wainner, B. D. Green, M. C. Laderer, M. G. Allen, "Standoff gas leak detectors based on tunable diode laser absorption spectroscopy", *Infrared to Terahertz Technol. Heal. Environ.*, vol. 6010, November, 2005, p. 60100D.
- [47] D. Jakovels, J. Spigulis, "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)*, 2010, p. BTuD62.
- [48] J. Spigulis, D. Jakovels, L. Elste, "Towards single snapshot multispectral skin assessment", *Proc. SPIE 8216, Multimodal Biomed. Imaging VII*, no. 82160L, 2012.
- [49] I. Ošiņa, "Ādas hromoforu kartēšana 3, 4 un 5 spektrālo līniju apgaismojumā", *Univ. Latv.*, Master thesis, 2017, p. 100.
- [50] E. Kviesis-Kipge, "Development of skin chromophore mapping device using five spectral line illumination", *Opt. InfoBase Conf. Pap.*, vol. Part F157-, 2019, pp. 3–4.
- [51] P.-L. So, *Skin Cancer (The Biology of Cancer)*. Chelsea House Pub, 2007.
- [52] T. P. Habif, *Clinical Dermatology A Color Guide to Diagnosis and Therapy*, Sixth. Saunders, 2015.
- [53] A. Rubins, *Dermatoveneroloģija*. Rīga: Latvijas Dermatovenerologu asociācija, 2010.
- [54] H. P. Soyer, G. Argenziano, S. Chimenti, V. Ruocco, "Dermoscopy of pigmented skin lesions (Part II)", *Eur. J. Dermatology*, vol. 11, no. 5, 2001, pp. 483–498.
- [55] R. H. Johr, W. Stolz, *Dermoscopy: An Illustrated Self-Assessment Guide*. McGraw-Hill Education / Medical, 2010.
- [56] T. Shiga, K. Nakajima, M. Tarutani, M. Izumi, M. Tanaka, S. Sano, "Blue nevus with a starburst pattern on dermoscopy", *Dermatol. Pract. Concept.*, vol. 2, no. 4, 2012, pp. 31–33.
- [57] J. Bowling, *Diagnostic Dermoscopy*. Oxford: Wiley-Blackwell, 2012.
- [58] T. Igarashi, K. Nishino, S. K. Nayar, "The appearance of human skin: A survey", *Found. Trends Comput. Graph. Vis.*, vol. 3, no. 1, 2007, pp. 1–95.
- [59] R. R. Anderson, J. A. Parrish, "The optics of human skin", *J. Invest. Dermatol.*, vol. 77, no. 1, 1981, pp. 13–19.
- [60] K. P. Nielsen, L. Zhao, J. J. Stamnes, K. Stamnes, J. Moan, "The optics of human

- skin: Aspects important for human health”, *Sol. Radiat. Hum. Heal.*, no. 1, 2008, pp. 35–46.
- [61] I. S. Saidi, S. L. Jacques, F. K. Tittel, “Mie and Rayleigh modeling of visible-light scattering in neonatal skin”, *Appl. Opt.*, vol. 34, no. 31, 1995, pp. 7410–7418.
- [62] T. Lister, P. A. Wright, P. H. Chappell, “Optical properties of human skin”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 17, no. 9, 2012, p. 0909011.
- [63] A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. I. Kochubey, V. V. Tuchin, “Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm”, *J. Phys. D. Appl. Phys.*, vol. 38, no. 15, 2005, pp. 2543–2555.
- [64] G. I. Petrov, A. Doronin, H. T. Whelan, I. Meglinski, V. V. Yakovlev, “Human tissue color as viewed in high dynamic range optical spectral transmission measurements”, *Biomed. Opt. Express*, vol. 3, September, 2012.
- [65] J. A. Parrish, R. R. Anderson, T. Harrist, B. Paul, G. F. Murphy, “Selective Thermal Effects with Pulsed Irradiation from Lasers: From Organ to Organelle”, *J. Invest. Dermatol.*, June, 1983.
- [66] I. S. Martins *et al.*, “Measurement of tissue optical properties in a wide spectral range: a review [Invited]”, *Biomed. Opt. Express*, vol. 14, no. 1, 2023, p. 249.
- [67] E. Äggblad, “In Vivo Diffuse Reflectance Spectroscopy of Human Tissue”, Linköping University, doctoral thesis, 2008.
- [68] J. H. Lambert, *Photometria sive de mensura et gradibus luminis, colorum et umbrae*. Klett, Augustae Vindelicorum, 1760.
- [69] A. Beer, “Bestimmung der Absorption des rothen Lichts in farbigen Flüssigkeiten”, *Ann. Phys.*, vol. 162, 1852, pp. 78–88.
- [70] D. Contini, F. Martelli, G. Zaccanti, “Photon migration through a turbid slab described by a model based on diffusion approximation I Theory”, *Appl. Opt.*, vol. 36, no. 19, 1997, p. 4587.
- [71] M. Hiraoka *et al.*, “A Monte Carlo investigation of optical pathlength in inhomogeneous tissue and its application to near-infrared spectroscopy”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 38, 1993, pp. 1859–1876.
- [72] S. A. Prahl, “A Monte Carlo model of light propagation in tissue”, *Dosim. Laser Radiat. Med. Biol.*, vol. 10305, January, 1989, p. 1030509.
- [73] Y. Karamavuş, M. Özkan, “Newborn jaundice determination by reflectance spectroscopy using multiple polynomial regression, neural network, and support vector regression”, *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 51, 2019, pp. 253–263.
- [74] N. M. Anderson, P. Sekelj, “Light-absorbing and scattering properties of nonhaemolysed blood”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 12, no. 2, 1967, pp. 173–184.
- [75] A. Huong, X. Ngu, “The application of extended Modified Lambert Beer model for measurement of blood carboxyhemoglobin and oxyhemoglobin saturation”, *J. Innov. Opt. Health Sci.*, vol. 7, no. 3, 2014, pp. 1–7.

- [76] M. Izzetoglu, R. Holtzer, “Effects of Processing Methods on fNIRS Signals Assessed during Active Walking Tasks in Older Adults”, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 28, no. 3, 2020, pp. 699–709.
- [77] P. E. Ong, A. K. C. Huong, X. T. I. Ngu, F. Mahmud, S. P. Philimon, “Modified lambert beer for bilirubin concentration and blood oxygen saturation prediction”, *Int. J. Adv. Intell. Informatics*, vol. 5, no. 2, 2019, pp. 113–122.
- [78] P. Välisuo, I. Kaartinen, V. Tuchin, J. Alander, “New closed-form approximation for skin chromophore mapping”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 16, no. 4, 2011.
- [79] B. Commoner, D. Lipkin, “The application of the Beer-Lambert law to optically anisotropic systems”, *Science*, vol. 110, no. 2845, 1949, pp. 41–43.
- [80] V. Twersky, “Multiple scattering of waves and optical phenomena”, *J Opt Soc Am*, vol. 52, no. 2, 1962, pp. 145–71.
- [81] D. T. Delpy, M. Cope, P. van der Zee, S. Arridge, S. Wray, J. Wyatt, “Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 33, no. 12, 1988, pp. 1433–1442.
- [82] L. Kocsis, P. Herman, A. Eke, “The modified Beer-Lambert law revisited”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, no. 5, 2006.
- [83] Y. Nomura, O. Hazeki, M. Tamura, “Relationship between time-resolved and non-time-resolved Beer-Lambert law in turbid media”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 42, no. 6, 1997, pp. 1009–1022.
- [84] A. T. Rhys Williams, R. A. Spragg, “Multi-component quantitative analysis of fluorescent mixtures not obeying Beer’s Law”, *Analyst*, vol. 111, no. 2, 1986, pp. 201–203.
- [85] K. Buijs, M. J. Maurice, “Some considerations on apparent deviations from lambert-beer’s law”, *Anal. Chim. Acta*, vol. 47, no. 3, 1969, pp. 469–474.
- [86] L. N. M. Duyens, “The flattering of the absorption spectrum of suspensions, as compared to that of solutions”, *Biochim. Biophys. Acta*, vol. 19, 1956, pp. 1–12.
- [87] T. G. Mayerhöfer, A. V. Pipa, J. Popp, “Beer’s law-why integrated absorbance depends linearly on concentration”, *ChemPhysChem*, vol. 20, no. 21, 2019, pp. 2748–2753.
- [88] T. G. Mayerhöfer, S. Pahlow, J. Popp, “The Bouguer-Beer-Lambert law: shining light on the obscure”, *ChemPhysChem*, 2020, pp. 2029–2046.
- [89] M. Cope, “The development of a near infrared spectroscopy system and its application for non invasive monitory of cerebral blood and tissue oxygenation in the newborn infants”, *Univ. London*, doctoral thesis, 1991, p. 342.
- [90] M. H. Niemz, *Laser-Tissue Interactions. Fundamentals and Applications*, Third, Enl. Springer, 2007.
- [91] S. Prah, “Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water,” *Oregon Medical Laser Center*, 1998. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html>. [Skatīts 02.11.2022.].

- [92] T. Sarna, H. Swartz, “Extinction coefficient of melanin”, *Oregon Medical Laser Center*, 1988. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://omlc.org/spectra/melanin/eumelanin.html>. [Skatīts 02.11.2022.].
- [93] S. Pahl, “Optical absorption spectrum of Bilirubin in chloroform”, *Oregon Medical Laser Center*, 2017. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://omlc.org/spectra/PhotochemCAD/data/119-abs.txt>. [Skatīts 02.11.2022.].
- [94] S. Pahl, “Optical absorption spectrum of Beta-carotene in hexane”, *Oregon Medical Laser Center*, 2017. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://omlc.org/spectra/PhotochemCAD/data/041-abs.txt>. [Skatīts 02.11.2022.].
- [95] V. Lukinsone, A. Maslobojeva, U. Rubins, M. Kuzminskis, M. Osis, J. Spigulis, “Remitted photon path lengths in human skin: in-vivo measurement data”, *Biomed. Opt. Express*, vol. 11, no. 5, 2020, pp. 2866–2873.
- [96] T. B. Fitzpatrick, “Soleil et peau [Sun and skin]”, *J. Médecine Esthétique*, vol. 2, 1975, pp. 33–34.
- [97] P. Goon, C. Banfield, O. Bello, N. J. Levell, “Skin cancers in skin types IV–VI: Does the Fitzpatrick scale give a false sense of security?”, *Ski. Heal. Dis.*, March, 2021, pp. 1–5.
- [98] “The Fitzpatrick scale”, *Kiva Skin*, 2017. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://www.kivaskin.co.uk/2017/07/03/the-fitzpatrick-scale/>. [Skatīts 02.11.2022.].
- [99] J. Ferlay *et al.*, “Cancer incidence and mortality patterns in Europe: Estimates for 40 countries in 2012”, *Eur. J. Cancer*, vol. 49, no. 6, 2013, pp. 1374–1403.
- [100] G. P. Guy, D. U. Ekwueme, F. K. Tangka, L. C. Richardson, “Melanoma Treatment Costs: A Systematic Review of the Literature, 1990–2011”, *Am. J. Prev. Med.*, vol. 43, no. 5, 2012, pp. 537–545.
- [101] A. G. Goodson, D. Grossman, “Strategies for early melanoma detection: approaches to the patient with nevi”, *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 60, no. 5, 2009, pp. 719–738.
- [102] L. Rey-Barroso, S. Peña-Gutiérrez, C. Yáñez, F. J. Burgos-Fernández, M. Vilaseca, S. Royo, “Optical technologies for the improvement of skin cancer diagnosis: A review”, *Sensors (Switzerland)*, vol. 21, no. 1, 2021, pp. 1–31.
- [103] V. Ahlgrim-Siess *et al.*, “Confocal Microscopy in Skin Cancer”, *Cancer Ski.*, 2011, pp. 407–428.
- [104] P. G. Humbert *et al.*, “Topical ascorbic acid on photoaged skin. Clinical, topographical and ultrastructural evaluation: Double-blind study vs. placebo”, *Exp. Dermatol.*, vol. 12, no. 3, 2003, pp. 237–244.
- [105] L. Tchivaleva *et al.*, “Optical discrimination of surface reflection from volume backscattering in speckle contrast for skin roughness measurements”, *Photonic Ther. Diagnostics V*, vol. 7161, February, 2009, p. 71610I.

- [106] L. Ferrante di Ruffano *et al.*, “Optical coherence tomography for diagnosing skin cancer in adults”, *Cochrane Database Syst. Rev.*, vol. 2018, no. 12, 2018.
- [107] J. Perchoux *et al.*, “Current developments on optical feedback interferometry as an all-optical sensor for biomedical applications”, *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 5, 2016, pp. 1–26.
- [108] A. D. Rakić *et al.*, “THz QCL self-mixing interferometry for biomedical applications”, *Terahertz Emit. Receiv. Appl. V*, vol. 9199, 2014, p. 91990M.
- [109] K. U. Spandana, K. K. Mahato, N. Mazumder, “Polarization-resolved Stokes-Mueller imaging: a review of technology and applications”, *Lasers Med. Sci.*, vol. 34, no. 7, 2019, pp. 1283–1293.
- [110] L. Rey-Barroso *et al.*, “Polarized multispectral imaging for the diagnosis of skin cancer”, *IS T/SID Color Imaging Conf.*, vol. 2019 Octob, pp. 381–385.
- [111] D. C. Louie *et al.*, “Degree of optical polarization as a tool for detecting melanoma: proof of principle”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 23, no. 12, 2018, p. 1.
- [112] N. Mazumder, F. J. Kao, “Stokes polarimetry-based second harmonic generation microscopy for collagen and skeletal muscle fiber characterization”, *Lasers Med. Sci.*, vol. 36, no. 6, 2021, pp. 1161–1167.
- [113] N. Ortega-Quijano, B. Haj-Ibrahim, E. García-Caurel, J. L. Arce-Diego, R. Ossikovski, “Experimental validation of Mueller matrix differential decomposition”, *Opt. Express*, vol. 20, no. 2, 2012, p. 1151.
- [114] S. Alali, A. Vitkin, “Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 20, no. 6, 2015, p. 061104.
- [115] P. Ghassemi *et al.*, “Out-of-plane Stokes imaging polarimeter for early skin cancer diagnosis”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 17, no. 7, 2012, p. 0760141.
- [116] C. C. Harland, S. G. Kale, P. Jackson, P. S. Mortimer, J. C. Bamber, “Differentiation of common benign pigmented skin lesions from melanoma by high-resolution ultrasound”, *Br. J. Dermatol.*, vol. 143, no. 2, 2000, pp. 281–289.
- [117] J. Phillips, K. J. Reynolds, S. J. Gordon, “Dermal thickness and echogenicity using DermaScan C high frequency ultrasound: Methodology and reliability testing in people with and without primary lymphoedema”, *Ski. Res. Technol.*, vol. 26, no. 6, 2020, pp. 813–823.
- [118] C. Magalhaes, J. Mendes, R. Vardasca, “The role of AI classifiers in skin cancer images”, *Ski. Res. Technol.*, vol. 25, no. 5, 2019, pp. 750–757.
- [119] L. Li, Q. Zhang, Y. Ding, H. Jiang, B. H. Thiers, J. Z. Wang, “Automatic diagnosis of melanoma using machine learning methods on a spectroscopic system”, *BMC Med. Imaging*, vol. 14, no. 1, 2014, pp. 1–12.
- [120] T. Marvdashti, L. Duan, S. Z. Aasi, J. Y. Tang, A. K. Ellerbee Bowden, “Classification of basal cell carcinoma in human skin using machine learning and quantitative features captured by polarization sensitive optical coherence tomography”, *Biomed. Opt. Express*, vol. 7, no. 9, 2016, p. 3721.

- [121] L. Rey-Barroso *et al.*, “Morphological study of skin cancer lesions through a 3D scanner based on fringe projection and machine learning,” *Biomed. Opt. Express*, vol. 10, no. 7, 2019, p. 3404.
- [122] Y. Li, L. Shen, “Skin lesion analysis towards melanoma detection using deep learning network”, *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 2, 2018, pp. 1–16.
- [123] L. P. Suresh, K. L. Shunmuganathan, S. H. K. Veni, “Dermoscopic Image Segmentation using Machine Learning Algorithm”, *Am. J. Appl. Sci.*, vol. 8, no. 11, 2011, pp. 1159–1168.
- [124] B. J. J., S. E. Roslin, “Classification of melanoma from Dermoscopic data using machine learning techniques”, *Multimed Tools Appl*, vol. 79, 2020, pp. 3713–3728.
- [125] A. Arshaghi, M. Ashourian, L. Ghabeli, “Detection of skin cancer image by feature selection methods using new buzzard optimization (BUZO) algorithm”, *Trait. du Signal*, vol. 37, no. 2, 2020, pp. 181–194.
- [126] S. Dreiseitl, L. Ohno-Machado, H. Kittler, S. Vinterbo, H. Billhardt, M. Binder, “A comparison of machine learning methods for the diagnosis of pigmented skin lesions”, *J. Biomed. Inform.*, vol. 34, no. 1, 2001, pp. 28–36.
- [127] D. Gautam, M. Ahmed, Y. K. Meena, A. Ul Haq, “Machine learning–based diagnosis of melanoma using macro images”, *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 34, no. 5, 2018.
- [128] A. Maiti, B. Chatterjee, “Improving detection of Melanoma and Naevus with deep neural networks”, *Multimed. Tools Appl*, vol. 79, no. 21–22, 2020, pp. 15635–15654.
- [129] M. A. Haniffa, J. J. Lloyd, C. M. Lawrence, “The use of a spectrophotometric intracutaneous analysis device in the real-time diagnosis of melanoma in the setting of a melanoma screening clinic”, *Br. J. Dermatol.*, vol. 156, no. 6, 2007.
- [130] A. Wood *et al.*, “Evaluation of the MoleMate™ training program for assessment of suspicious pigmented lesions in primary care”, *Inform. Prim. Care*, vol. 16, no. 1, 2008, pp. 41–50.
- [131] A. N. MacLellan *et al.*, “The use of noninvasive imaging techniques in the diagnosis of melanoma: a prospective diagnostic accuracy study”, *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 85, no. 2, 2021, pp. 353–359.
- [132] C. Fink, C. Jaeger, K. Jaeger, H. A. Haenssle, “Diagnostic performance of the MelaFind device in a real-life clinical setting”, *JDDG – J. Ger. Soc. Dermatology*, vol. 15, no. 4, 2017, pp. 414–419.
- [133] S. W. Menzies, A. Gutenev, M. Avramidis, A. Batrac, W. H. McCarthy, “Short-term digital surface microscopic monitoring of atypical or changing melanocytic lesions”, *Arch. Dermatol.*, vol. 137, no. 12, 2001, pp. 1583–1589.
- [134] S. W. Menzies *et al.*, “The Performance of SolarScan: An Automated Dermoscopy Image Analysis Instrument for the Diagnosis of Primary Melanoma”, *Arch. Dermatol.*, vol. 141, no. 11, 2005, pp. 1388–1396.

- [135] B. W. Pogue, M. S. Patterson, "Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry", *J. Biomed. Opt.*, vol. 11, no. 4, 2006, p. 041102.
- [136] A. K. Dabrowska *et al.*, "Materials used to simulate physical properties of human skin", *Ski. Res. Technol.*, vol. 22, no. 1, 2016, pp. 3–14.
- [137] L. Aranda-Lara, E. Torres-García, R. Oros-Pantoja, "Biological Tissue Modeling with Agar Gel Phantom for Radiation Dosimetry of ^{99m}Tc ", *Open J. Radiol.*, vol. 04, no. 1, 2014, pp. 44–52.
- [138] A. B. Walter, E. D. Jansen, "Development of a platform for broadband, spectrally-fitted, tissue optical phantoms", *J. Biomed. Opt.*, vol. 28, no. 2, 2023, pp. 1–20.
- [139] H. J. van Staveren, C. J. M. Moes, J. van Marie, S. A. Prahl, M. J. C. van Gemert, "Light scattering in Intralipid-10 % in the wavelength range of 400–1100 nm", *Appl. Opt.*, vol. 30, no. 31, 1991, p. 4507.
- [140] "Euro banknote counterfeiting at historically low level in 2021", *European Bank Central*, 2022. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://www.ecb.europa.eu/press/pr/date/2022/html/ecb.pr220128~d65c3326c2.en.html>. [Skatīts 19.12.2022.].
- [141] Aleksandrs Antiņš, "Latvijā pērn konstatēts par 26,5 % vairāk viltotu naudaszīmju", *LETA*, 2023. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://leta.lv/home/important/D5A2950E-2C02-447D-A074-554C615EF429/>. [Skatīts 03.04.2023.].
- [142] "500 eiro banknote vairs netiks izlaista", *Latvijas Banka*, 2019. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://www.bank.lv/component/content/article?id=11682:500-eiro-banknote-vairs-netiks-izlaista>. [Skatīts 19.12.2022.].
- [143] A. Tauriņš, "Naudas drošība un pretviltošana", *Latvijas Banka*, 2020. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://www.bank.lv/banknotes-un-monetas/eiro-drosiba>. [Skatīts 21.11.2022.].
- [144] Eiropas Centrālā banka, "Dizaina elementi", *Eiropas centrālā banka / Eurosistēma*, 2022. [Tiešsaistē]. Pieejams: <https://www.ecb.europa.eu/euro/banknotes/design/html/index.lv.html>. [Skatīts 08.12.2022.].
- [145] A. Bruna, G. M. Farinella, G. C. Guarnera, S. Battiato, "Forgery detection and value identification of Euro banknotes", *Sensors (Switzerland)*, vol. 13, no. 2, 2013, pp. 2515–2529.
- [146] J. W. Lee, H. G. Hong, K. W. Kim, K. R. Park, "A survey on banknote recognition methods by various sensors", *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 2, 2017.
- [147] S. V. Viraktamath, K. Tallur, R. Bhadavankar, Vidya, "Review on detection of fake currency using image processing techniques", *Proc. – 5th Int. Conf. Intell. Comput. Control Syst. ICICCS 2021*, no. Icccs, 2021, pp. 865–870.
- [148] C. He, M. Girolami, G. Ross, "Employing optimized combinations of one-class

- classifiers for automated currency validation”, *Pattern Recognit.*, vol. 37, no. 6, 2004, pp. 1085–1096.
- [149] F. M. Hasanuzzaman, X. Yang, Y. Tian, “Robust and effective component-based banknote recognition by SURF features”, *WOCC 2011 – 20th Annu. Wirel. Opt. Commun. Conf.*, 2011, pp. 1–6.
- [150] C. Y. Yeh, W. P. Su, S. J. Lee, “Employing multiple-kernel support vector machines for counterfeit banknote recognition”, *Appl. Soft Comput. J.*, vol. 11, no. 1, 2011, pp. 1439–1447.
- [151] M. Ionescu, A. Ralescu, “Fuzzy hamming distance based banknote validator”, *IEEE Int. Conf. Fuzzy Syst.*, May, 2005, pp. 300–305.
- [152] A. Khashman, B. Sekeroglu, “Multi-banknote identification using a single neural network”, *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 3708 LNCS, 2005, pp. 123–129.
- [153] M. Aoba, T. Kikuchi, Y. Takefuji, “Euro banknote recognition system using a three-layered perceptron and RBF networks”, *IPSI Trans. Math. Model. Appl.*, vol. 44, May, 2003, pp. 99–109.
- [154] A. Hinwood, P. Preston, G. J. Suaning, N. H. Lovell, “Bank note recognition for the vision impaired”, *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 29, no. 2, 2006, pp. 229–233.
- [155] A. Agarwal, N. Sharma, Y. Singh Negi, “Review: Techniques for the Characterization of Inks”, *IOSR J. Appl. Chem.*, vol. 9, no. 10, 2016, pp. 76–96.
- [156] B. Li, “An Examination of the Sequence of Intersecting Lines using Microspectrophotometry”, *J. Forensic Sci.*, vol. 61, no. 3, 2016, pp. 809–814.
- [157] A. Menżyk, G. Zadora, M. Sajewicz, “Physicochemical analysis of inks and methods of evidence evaluation – A review”, *Z Zagadnień Nauk Sadowych*, vol. 104, January 2016, pp. 245–278.
- [158] K. L. Moore, M. Barac, M. Brajković, M. J. Bailey, Z. Siketić, I. Bogdanović Radović, “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.*, vol. 91, no. 20, 2019, pp. 12997–13005.
- [159] M. Calcerrada, C. García-Ruiz, “Analysis of questioned documents: A review”, *Anal. Chim. Acta*, vol. 853, no. 1, 2015, pp. 143–166.
- [160] G. Sauzier, P. Giles, S. W. Lewis, W. van Bronswijk, “In situ studies into the characterisation and degradation of blue ballpoint inks by diffuse reflectance visible spectroscopy”, *Anal. Methods*, vol. 7, no. 12, 2015, pp. 4892–4900.
- [161] C. Neumann, R. Ramotowski, T. Genessay, “Forensic examination of ink by high-performance thin layer chromatography-The United States Secret Service Digital Ink Library”, *J. Chromatogr. A*, vol. 1218, no. 19, 2011, pp. 2793–2811.
- [162] D. Djozan, T. Baheri, G. Karimian, M. Shahidi, “Forensic discrimination of blue ballpoint pen inks based on thin layer chromatography and image analysis”, *Forensic Sci. Int.*, vol. 179, no. 2–3, 2008, pp. 199–205.

- [163] V. Causin *et al.*, “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.*, vol. 53, no. 6, 2008, pp. 1468–1473.
- [164] X. F. Wang, J. Yu, M. X. Xie, Y. T. Yao, J. Han, “Identification and dating of the fountain pen ink entries on documents by ion-pairing high-performance liquid chromatography”, *Forensic Sci. Int.*, vol. 180, no. 1, 2008, pp. 43–49.
- [165] M. Kunicki, “Differentiating blue ballpoint pen inks”, *Probl. Forensic Sci.*, vol. 51, August, 2002, pp. 56–70.
- [166] C. D. Adam, “In situ luminescence spectroscopy with multivariate analysis for the discrimination of black ballpoint pen ink-lines on paper”, *Forensic Sci. Int.*, vol. 182, no. 1–3, 2008, pp. 27–34.
- [167] Y. Xu, J. Wang, L. Yao, “Dating the writing age of black roller and gel inks by gas chromatography and UV-vis spectrophotometer”, *Forensic Sci. Int.*, vol. 162, no. 1–3, 2006, pp. 140–143.
- [168] M. J. Khan, A. Yousaf, K. Khurshid, A. Abbas, F. Shafait, “Automated forgery detection in multispectral document images using fuzzy clustering”, *Proc. – 13th IAPR Int. Work. Doc. Anal. Syst. DAS 2018*, April, 2018, pp. 393–398.
- [169] G. Reed, K. Savage, D. Edwards, N. Nic Daeid, “Hyperspectral imaging of gel pen inks: An emerging tool in document analysis”, *Sci. Justice*, vol. 54, no. 1, 2014, pp. 71–80.
- [170] Z. Khan, F. Shafait, A. Mian, “Hyperspectral imaging for ink mismatch detection”, *Proc. Int. Conf. Doc. Anal. Recognition, ICDAR*, June, 2013, pp. 877–881.
- [171] T. J. Wilkinson, D. L. Perry, M. C. Martin, W. R. McKinney, A. A. Cantu, “Use of synchrotron reflectance infrared spectromicroscopy as a rapid, direct, nondestructive method for the study of inks on paper”, *Appl. Spectrosc.*, vol. 56, no. 6, 2002, pp. 800–803.
- [172] C. S. Silva, F. de S. L. Borba, M. F. Pimentel, M. J. C. Pontes, R. S. Honorato, C. Pasquini, “Classification of blue pen ink using infrared spectroscopy and linear discriminant analysis”, *Microchem. J.*, vol. 109, 2013, pp. 122–127.
- [173] J. Zieba-Palus, R. Borusiewicz, M. Kunicki, “PRAXIS-combined μ -Raman and μ -XRF spectrometers in the examination of forensic samples”, *Forensic Sci. Int.*, vol. 175, no. 1, 2008, pp. 1–10.
- [174] C. A. Teixeira, R. J. Poppi, “Discriminating blue ballpoint pens inks in questioned documents by Raman imaging and mean-field approach independent component analysis (MF-ICA)”, *Microchem. J.*, vol. 144, September, 2018, pp. 411–418.
- [175] J. Zięba-Palus, M. Kunicki, “Application of the micro-FTIR spectroscopy, Raman spectroscopy and XRF method examination of inks,” *Forensic Sci. Int.*, vol. 158, no. 2–3, 2006, pp. 164–172.

- [176] J. F. Watts, “The potential for the application of X-ray photoelectron spectroscopy in forensic science”, *Surf. Interface Anal.*, vol. 42, no. 5, 2010, pp. 358–362.
- [177] J. A. Denman, W. M. Skinner, K. P. Kirkbride, I. M. Kempson, “Organic and inorganic discrimination of ballpoint pen inks by ToF-SIMS and multivariate statistics”, *Appl. Surf. Sci.*, vol. 256, no. 7, 2010, pp. 2155–2163.
- [178] J. Lee, Y. S. Nam, J. Min, K. B. Lee, Y. Lee, “TOF-SIMS Analysis of Red Color Inks of Writing and Printing Tools on Questioned Documents”, *J. Forensic Sci.*, vol. 61, no. 3, 2016, pp. 815–822.
- [179] M. C. Malloy, I. Bogdanović Radović, Z. Siketić, M. Jakšić, “Determination of deposition order of blue ballpoint pen lines by MeV Secondary Ion Mass Spectrometry”, *Forensic Chem.*, vol. 7, 2018, pp. 75–80.
- [180] C. Cruces-Blanco, L. Gámiz-Gracia, A. M. García-Campaña, “Applications of capillary electrophoresis in forensic analytical chemistry”, *TrAC – Trends Anal. Chem.*, vol. 26, no. 3, 2007, pp. 215–226.
- [181] G. Payne *et al.*, “Visible and near-infrared chemical imaging methods for the analysis of selected forensic samples”, *Talanta*, vol. 67, no. 2, 2005, pp. 334–344.
- [182] V. S. Hatzistavros, N. G. Kallithrakas-Kontos, “Trace element ink spiking for signature authentication”, *J. Radioanal. Nucl. Chem.*, vol. 277, no. 2, 2008, pp. 399–404.
- [183] S. D. Maind, N. Chattopadhyay, C. Gandhi, S. C. Kumar, M. Sudersanan, “Quantitative evaluation of europium in blue ballpoint pen inks / offset printing inks tagged with europium thenoyltrifluoroacetate by spectrofluorometry and ICP-AES”, *Sci. Justice*, vol. 48, no. 2, 2008, pp. 61–66.
- [184] A. van Es, J. de Koeijer, G. van der Peijl, “Discrimination of document paper by XRF, LA-ICP-MS and IRMS using multivariate statistical techniques”, *Sci. Justice*, vol. 49, no. 2, 2009, pp. 120–126.
- [185] M. R. Williams, C. Moody, L. A. Arceneaux, C. Rinke, K. White, M. E. Sigman, “Analysis of black writing ink by electrospray ionization mass spectrometry”, *Forensic Sci. Int.*, vol. 191, no. 1–3, 2009, pp. 97–103.
- [186] M. Gallidabino, C. Weyermann, R. Marquis, “Differentiation of blue ballpoint pen inks by positive and negative mode LDI-MS”, *Forensic Sci. Int.*, vol. 204, no. 1–3, 2011, pp. 169–178.
- [187] J. Coumbaros, K. P. Kirkbride, G. Klass, W. Skinner, “Application of time of flight secondary ion mass spectrometry to the in situ analysis of ballpoint pen inks on paper”, *Forensic Sci. Int.*, vol. 193, no. 1–3, 2009, pp. 42–46.
- [188] T. Trejos, A. Flores, J. R. Almirall, “Micro-spectrochemical analysis of document paper and gel inks by laser ablation inductively coupled plasma mass spectrometry and laser induced breakdown spectroscopy”, *Spectrochim. Acta – Part B At. Spectrosc.*, vol. 65, no. 11, 2010, pp. 884–895.
- [189] F. A. Orellana *et al.*, “Applications of laser-ablation-inductively-coupled

- plasma-mass spectrometry in chemical analysis of forensic evidence”, *TrAC – Trends Anal. Chem.*, vol. 42, 2013, pp. 1–34.
- [190] F. Alamilla, M. Calcerrada, C. García-Ruiz, M. Torre, “Forensic discrimination of blue ballpoint pens on documents by laser ablation inductively coupled plasma mass spectrometry and multivariate analysis”, *Forensic Sci. Int.*, vol. 228, no. 1–3, 2013, pp. 1–7.
- [191] Y. Wu, C. X. Zhou, J. Yu, H. L. Liu, M. X. Xie, “Differentiation and dating of gel pen ink entries on paper by laser desorption ionization- and quadrupole-time of flight mass spectrometry”, *Dye. Pigment.*, vol. 94, no. 3, 2012, pp. 525–532.
- [192] C. Weyermann, D. Kirsch, C. Costa-Vera, B. Spengler, “Photofading of ballpoint dyes studied on paper by LDI and MALDI MS”, *J. Am. Soc. Mass Spectrom.*, vol. 17, no. 3, 2006, pp. 297–306.
- [193] W. J. Egan *et al.*, “Forensic discrimination of photocopy and printer toners. III. Multivariate statistics applied to scanning electron microscopy and pyrolysis gas chromatography/mass spectrometry”, *Anal. Bioanal. Chem.*, vol. 376, no. 8, 2003, pp. 1286–1297.
- [194] R. A. Merrill, E. G. Bartick, J. H. Taylor, “Forensic discrimination of photocopy and printer toners I. the development of an infrared spectral library”, *Anal. Bioanal. Chem.*, vol. 376, no. 8, 2003, pp. 1272–1278.
- [195] N. Verma, R. Kumar, V. Sharma, “Analysis of laser printer and photocopier toners by spectral properties and chemometrics”, *Spectrochim. Acta – Part A Mol. Biomol. Spectrosc.*, vol. 196, 2018, pp. 40–48.
- [196] C. Lennard, M. M. El-Defdar, J. Robertson, “Forensic application of laser-induced breakdown spectroscopy for the discrimination of questioned documents”, *Forensic Sci. Int.*, vol. 254, 2015, pp. 68–79.
- [197] J. Spigulis, M. Lacis, I. Kuzmina, A. Lihacovs, Z. Rupenheits, V. Upmalis, “Method and device for smartphone mapping of tissue compounds”, WO2017/012675A1, 26-Jan-2017.
- [198] U. Rubins, E. Kvisies-Kipge, J. Spigulis, “Device for speckle-free imaging under laser illumination”, WO 2017/025775 A1, 2017.
- [199] I. Kuzmina, M. Lacis, J. Spigulis, A. Berzina, L. Valeine, “Study of smartphone suitability for mapping of skin chromophores”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 20, no. 9, 2015, p. 090503.
- [200] “Banknotes and coins circulation”, *European Central Bank*, 2023. [Tiešsaistē]. Pieejams:
https://www.ecb.europa.eu/stats/policy_and_exchange_rates/banknotes+coins/circulation/html/index.en.html. [Skatīts 07.02.2023.].

PATEICĪBAS

Izsaku lielu pateicību promocijas darba vadītājam profesoram *Dr. habil. phys.* Jānim Spīgulim par iesaistišanu 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 mātai Kristīnei par palīdzību, ieteikumiem un uzmundrinājumu 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.