



IEGULDĪJUMS TAVĀ NĀKOTNĒ



EIROPAS SAVIENĪBA

Eiropas Sociālais fonds

Prioritāte: 1.1. Augstākā izglītība un zinātne

Pasākums: 1.1.1. Zinātnes un pētniecības potenciāla attīstība

Aktivitāte: 1.1.1.2. Cilvēkresursu piesaiste zinātnei

Projekts: "Inovatīvas biomedicīnisko attēlu iegūšanas un apstrādes tehnoloģijas" (InBiT)

Projekta sākuma datums: 01.09.2013.g.

Projekta beigu datums: 31.08.2015.g.

Vienošanās Nr.2013/0009/1DP/1.1.1.2.0/13/APIA/VIAA/014

ESF finansējuma saņēmējs: Elektronikas un datorzinātņu institūts (EDI)

Sadarbības partneris: Latvijas Universitātes Atomfizikas un spektroskopijas institūts (ASI)

Projekta aktivitātes Nr.2 "Pētījumi" progresu pārskats

Pārskata numurs Nr.2. par periodu no 01.12.2013.g līdz 28.02.2014.g.

Projekta zinātniskais vadītājs: Aivars Lorencs, Dr.hab.math.

Projekta zinātniskie darbinieki: Kristīne Azarjana, Dr.med.

Jekaterina Bule, Dr.sc.ing.

Gita Krieviņa, doktorante

Inga Saknīte, doktorante

Dainis Jakovels, doktorants.

Juris Siņica-Siņavskis, Mag.math.

Mindaugas Tamošiunas, Dr.phys.

Roberts Kadiķis, Mag. sc. ing..

SATURS

1.	Kopsavilkums	3
2.	Ievads.....	4
3.	Hromoforu kartēšana no optiskā blīvuma attēliem.....	5
3.1.	Modificēta mazāko kvadrātu metode hromoforu kartēšanai	5
3.1.1.	Hromoforu kartēšanas regresijas modeļa analīze	5
3.1.2.	Funkcijas $J(u)$ minimizācijas procedūra	7
3.1.3.	Starta punkta izvēle un tuvinājuma procesa apstādināšana	10
3.1.4.	Programmētais optimizācijas algoritms	11
3.1.5.	Optimizācijas algoritma rezultātā iegūtās hromoforu kartes	11
3.2.	Algoritms paātrinātai hromoforu kartēšanai ar mazāko kvadrātu metodes palīdzību	14
3.3.	Melanomas pikseļu detektēšana, izmantojot hromoforu kartes	17
3.4.	Multispektrālo attēlu fragmentu klasifikācijas metode.....	19
4.	Nieres tauku objektu izdalīšana datortomogrāfijas izmeklējumu attēlos	20
4.1.	Risināmās problēmas aktualitāte.....	20
4.2.	Iemesli, kas apgrūtina nieru tauku objektu izdalīšanu.....	20
4.3.	Algoritma izstrāde.....	20
5.	Biomedicīnisku problēmu izpēte	23
5.1.	Pilotpētījumi endoteliālās disfunkcijas izvērtēšanai	23
5.2.	Pilotpētījumi brūno taukaudu funkcionālās aktivitātes izvērtēšanā.....	27
6.	Elektroporozes rezultātu attēlu iegūšana un analīze.....	27
7.	Publikāciju gatavošana konferencei SPIE Photonics Europe 2014.....	31
8.	Multimodālas biomedicīnisku attēlu iegūšanas maketierīces laboratorijas pārbaudes.....	31
8.1.	Pētījuma brīvprātīgā dalībnieka vizītes protokols.....	31
8.2.	Izmantotie režīmi	32
8.3.	Iegūto attēlu analīze	33
8.4.	Praktiskās pielietošanas jautājumi	35
9.	Ādas veidojumu multispektrālo attēlu priekšapstrāde	35
10.	Lāzerspeklu attēlošana ar mobilā telefona kameru.....	37
11.	Klīnikā iegūto dermatoloģisko attēlu eksports un analīze.....	43
12.	Secinājumi	44
13.	Literatūras saraksts	45
1.pielikums.....		47
2.pielikums.....		53
3.pielikums.....		54

1. Kopsavilkums

Pārskata periodā (1.12.2013. – 28.2.2014.) projekta InBiT aktivitātes "Pētījumi" ietvaros veikti šādi darbi:

1. Veikti pētījumi par hromoforu satura noteikšanu ādā, izmantojot multispektrālos attēlus. Izstrādāts un MATLAB vidē realizēts algoritms, kas ļauj ņemt vērā faktu, ka hromoforu koncentrācijas nevar būt negatīvs lielums, aproksimējot spektru optiskos blīvumus ar hromoforu spektru lineāras kombinācijas palīdzību un aprēķinot lineārās kombinācijas koeficientu vektoru kā noviržu kvadrātu summas minimuma punktu ar nenegatīvām koordinātēm (modificēta mazāko kvadrātu metode).
2. Izstrādāts algoritms paātrinātai attēlu pikseļu optiskā blīvuma spektru aproksimācijai ar bāzes funkciju palīdzību, izmantojot mazāko kvadrātu metodi bez iegūto komponentu koeficientu ierobežojumiem.
3. Izstrādāta pieeja ādas veidojumu hromoforu karšu veidošanai, kas balstīta uz lineāri mainīga fona atdalīšanu multispektrālos optiskā blīvuma attēlos, un izmantojot mazāko kvadrātu metodi lineārās regresijas modeļa bāzes funkciju koeficientu aprēķināšanā, kas atbilst trim hromoforu kategorijām.
4. Izstrādāta melanomas detektēšanas metode multispektrālos optiskā blīvuma attēlos, kas balstīta uz pieļaujamo melanīna un deoksihemoglobīna līmeņu pārsniegšanas kritērijiem.
5. Izstrādāta multispektrālo attēlu fragmentu klasifikācijas metode, sagatavots un iesniegts publikācijas pieteikums par šo tēmu.
6. Turpināta biomedicīnisku problēmu izpēte, kuras varētu risināt, izmantojot neinvazīvas attēlu iegūšanas un apstrādes metodes. Turpināta 3D attēlu apstrādes programmas izstrāde, fokusējoties uz nieru tauku objektu izdalīšanu un vizualizāciju.
7. Izanalizēti agrāk iegūti šūnu elektroporozes pētījumu rezultātu attēli. Izvirzīts uzdevums meklēt korelāciju starp in-vivo un in-vitro attēliem elektroporozes rezultātu novērtēšanai.
8. Izstrādāts algoritms elektroporozes efektivitātes kvantitatīvai novērtēšanai muskuļu šķiedrās.
9. Sagatavotas un iesniegtas 2 tēzes konferencei SPIE Photonics Europe 2014, tās pieņemtas dalībai konferencē.
10. ASI veikti attēlu iegūšanas aparātūras maketierīces laboratorijas pētījumi, iegūstot reālus cilvēku ādas veidojumu attēlus.
11. Izstrādāta pieeja ādas veidojumu multispektrālo attēlu reģistrācijai, izmantojot ar maketierīces palīdzību iegūtos attēlus.
12. Veikti pētījumi lāzerspeklu attēlu iegūšanas un izmantošanas jomā, izmantojot pēc iespējas pieejamākus tehniskos līdzekļus.
13. Veikts Lāzerplastikas klīnikā iegūto MoleMax attēlu un pacientu datu eksports. Izstrādāta programmatūra šādu datu pārveidošanai uz anonīmu pacientu datu un attēlu formātu tālākas analīzes vajadzībām MATLAB vidē. Apkopota informācija par Lāzerplastikas klīnikas pacientu histoloģisko izmeklējumu rezultātiem, tos pievienojot pacientu datu un MoleMax attēlu kopai.
14. Projekta pētnieciskā darbība apspriesta 7 zinātnisko dalībnieku semināros.

2. Ievads

Šis pārskats veltīts projekta otrā 3 mēnešu posma laikā veiktajiem pētījumiem. Otrajā posmā projekta zinātniskajā grupā iekļāvās vēl 2 dalībnieki, tādējādi grupa tika pilnībā nokomplektēta saskaņā ar projekta pieteikumu. Abi jaunie dalībnieki (Mindaugas Tamošiunas un Roberts Kadiķis) tika uzreiz iesaistīti projekta pētnieciskajās aktivitātēs saskaņā ar viņu pētījumu profilu un prasmēm. Tā kā Mindaugas Tamošiunas pētnieciskā darbība pamatā saistīta ar elektroporozes un sonoporozes izmantošanu, uzsākta šo procesu rezultātu fluorescences attēlu izpēte un apstrādes algoritmu izstrāde, kurā iesaistīts Roberts Kadiķis.

Pārskata periodā ASI tika uzsākti izstrādātā aparatūras maketa laboratorijas izmēģinājumi multimodālu attēlu iegūšanai. Lai tos veiktu vienveidīgos apstākļos un iegūtu salīdzināmus attēlus, tika iekārtota speciāla telpa un izstrādāta mērījumu veikšanas kārtība. Iegūtie attēli tiek uzkrāti projekta iekšējā vietnē tālākai izmantošanai apstrādes metožu un algoritmu izstrādes vajadzībām.

Pārskata periodā liela vērība tika veltīta hromoforu kartēšanas uzdevumam ādas attēlos. Tika izstrādāts paātrināts algoritms hromoforu kartēšanai MATLAB vidē, balstoties uz mazāko kvadrātu metodi. Izstrādāta pieeja hromoforu kartēšanai, kas izmanto lineāri mainīgas fona komponentes atdalīšanu optiskā blīvuma attēlos. Iegūtās melanīna un deoksihemoglobīna satura kartes tika izmantotas melanomas pikseļu detektēšanai attēlā. Balstoties uz šādu pieeju, piedāvāta melanomas detektēšanas metode, kas pieejamās attēlu kopas ietvaros nodrošināja 100% melanomas detektēšanu un pieļāva tikai 8.5% 1.veida klasifikācijas kļūdas (dzimumzīmju kļūdainu pieskaitīšanu pie melanomām). Lai novērstu hromoforu kartēšanas pieejas kļūdas, kad specifisku ādas veidojumu rajonos atsevišķu hromoforu koncentrācija tiek novērtēta kā negatīvs lielums, izstrādāts modificēts mazāko kvadrātu metodes risināšanas algoritms.

Pārskata perioda laikā veikti pētījumi lāzerspeklu attēlu iegūšanas un izmantošanas jomā, izmantojot pēc iespējas pieejamākus tehniskos līdzekļus (lētas lāzerdiodes un plaši izplatītus viedtālrunus). Pētījumi orientēti uz lāzerspeklu attēlu izmantošanu rētu apasiņošanas novērtēšanai.

Pārskata perioda laikā noformulētas pirmās projekta ietvaros radītās biomedicīnisku attēlu apstrādes idejas, tās tika noformētas tēžu veidā un iesniegtas dalībai starptautiskās konferencēs. Tika izstrādāta multispektrālo attēlu fragmentu klasifikācijas metode, kas balstās uz atsevišķu spektra joslu statistisko parametru analīzi, par to sagatavotais materiāls iesniegts konferencei "Electronics 2014". Sagatavoti arī 2 tēžu kopsavilkumi konferencei SPIE Photonics Europe 2014 un saņemti pozitīvi lēmumi par dalību tajā.

Pārskata perioda laikā uzsākti arī pielāgotu attēlu reģistrācijas un segmentācijas algoritmu izstrāde, turpināta 3D objektu izdalīšanas uzdevuma risināšana datortomogrāfijas attēlos, kā arī veikti citi darbi, kuru rezultāti atainoti pārskatā.

3. Hromoforu kartēšana no optiskā blīvuma attēliem

Lai neinvazīvi novērtētu ādas stāvokli un identificētu iespējamās problēmu rajonus, tiek izmantotas galveno hromoforu (melanīna, oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna) satura 2D kartes [1]. Tās var iegūt *in-vivo*, iegūstot un analizējot ādas multispektrālos attēlus. Kā parādīts šajā darbā, šim nolūkam var izmantot pikseļu spektru regresijas analīzi, kas balstīta uz mazāko kvadrātu metodi. Lai to vienkāršotu un paātrinātu, darbā [2] piedāvāts ierobežot analizējamo spektrālo diapazonu, t.i. multispektrālo attēlu iegūt un apstrādāt tikai redzamās gaismas diapazonā ar viļņu garumiem no 500-700 nm. Piedāvāts ar multispektrālās kameras palīdzību iegūt pikseļu optiskā blīvuma (OD) spektrus šajā diapazonā ar soli 10 nm un analīzi balstīt uz regresijas modeli, kas balstīts uz literatūrā aprakstītiem 3 hromoforu absorbcijas spektriem:

$$f(x) = u_{OH} f_{OH}(x) + u_{DOH} f_{DOH}(x) + u_{MEL} f_{MEL}(x) + u_{OFFSET},$$

kur oksihemoglobīna absorbcijas spektru apraksta funkcija $f_{OH}(x)$, deoksihemoglobīna spektru – funkcija $f_{DOH}(x)$, melanīna spektru – funkcija $f_{MEL}(x)$, bet $u_{OH}, u_{DOH}, u_{MEL}, u_{OFFSET}$ ir nezināmie koeficienti, kuri atkarīgi no pētāmā pikseļa, un kurus var noteikt, izmantojot mazāko kvadrātu metodi. Šāda pieeja atsevišķos gadījumos noved pie negatīvām nezināmo koeficientu vērtībām, kas atbilst negatīvām attiecīgo hromoforu koncentrācijas vērtībām. Acīmredzams, ka šāda aproksimācija ir nepareiza, tādēļ izstrādāta modificēta mazāko kvadrātu metode, kas meklē labāko aproksimāciju pie nosacījuma, ka koeficientu $u_{OH}, u_{DOH}, u_{MEL}, u_{OFFSET}$ vērtības nav negatīvas.

3.1. Modificēta mazāko kvadrātu metode hromoforu kartēšanai

3.1.1. Hromoforu kartēšanas regresijas modeļa analīze

Katram attēla pikselim pie fiksētās spektrālās joslas ar viļņa garumu λ_i tiek izmērīta optiskā blīvuma vērtība y_i . Medicīniskie pētījumi rāda, ka katru pacienta ādas laukumiņa optisko blīvumu nosaka triju galveno hromoforu (oksihemoglobīna, deoksihemoglobīna un melanīna) koncentrāciju sadalījums. Šo koncentrāciju sadalījumu ietekmē zināma fona konstante, kas nav atkarīga no spektrālās joslas. Ja oksihemoglobīna absorbcijas spektru apraksta funkcija $f_1(x)$, deoksihemoglobīna spektru – funkcija $f_2(x)$ un melanīna spektru – funkcija $f_3(x)$, tad pikseļa optiskā blīvuma spektru varam izteikt ar sekojošu regresijas modeli:

$$f(x) = u_1 f_1(x) + u_2 f_2(x) + u_3 f_3(x) + u_4 f_4(x),$$

kur $f_4(x) = \text{const}$, bet u_1, u_2, u_3 un u_4 ir nezināmie koeficienti, kuri atkarīgi no pētāmā pikseļa. Fiksētā regresijas modeļa aproksimācijas precizitāti optiskā blīvuma sadalījumam varam mērīt divos atšķirīgos veidos. Pirmajā variantā par šādu precizitātes mēru varam uzskatīt funkcijas

$$I(u_1, u_2, u_3, u_4) = \sum_{i=1}^n |y_i - f(x_i)|$$

minimumu; otrajā variantā par precizitātes mēru varam ņemt funkcijas

$$J(u_1, u_2, u_3, u_4) = \sum_{i=1}^n (y_i - f(x_i))^2$$

minimumu.

Lai gan funkcijas $I(u_1, u_2, u_3, u_4)$ minimums aproksimācijas precizitāti attēlo labāk nekā funkcijas $J(u_1, u_2, u_3, u_4)$ minimums, mēs dodam priekšroku otrajam variantam. Tam par iemeslu ir funkcijas J analītiskās īpašības.

Piezīme. Skaitlis n funkciju I un J definīcijā nosaka apskatāmo spektra joslu skaitu, x_i – i -tās spektra joslas viļņa garumu. Atsevišķos pētījumos regresijas modeļa bāzes funkciju $f_j(x)$, $j = \overline{1,3}$ analītiskās izteiksmes tiek aizstātas ar šo funkciju vērtībām $f_j(x_i)$.

Turpmāk vektorus un matricas apzīmēsim ar treknā pieraksta latīņu alfabēta burtiem. Ar simbolu $\mathbf{u}$ apzīmēsim kolonnas vektoru

$$\begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \end{pmatrix};$$

ar simbolu $\mathbf{y}$ turpmāk tiks apzīmēts pikseļa optisko blīvumu sadalījuma vektors

$$\begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \end{pmatrix};$$

ar simbolu $\mathbf{F}$ apzīmēsim t.s. plāna matricu, kuras elementi ir $f_{ij} = f_j(x_i)$.

Izmantojot šo simboliku, funkciju $J(\mathbf{u})$ varam definēt ar formulu:

$$J(\mathbf{u}) = (\mathbf{y} - \mathbf{F}\mathbf{u})^T (\mathbf{y} - \mathbf{F}\mathbf{u}). \quad (1)$$

Šeit simbols T izsaka matricas vai vektora transponēšanas operāciju. Izpildot formulā (1) ietvertās algebriskās operācijas, dabūsim, ka

$$J(\mathbf{u}) = \mathbf{y}^T \mathbf{y} - 2\mathbf{y}^T \mathbf{F}\mathbf{u} + \mathbf{u}^T \mathbf{F}^T \mathbf{F}\mathbf{u}.$$

No šejienes, apzīmējot $\mathbf{y}^T \mathbf{F}$ ar $\mathbf{c} = (c_1, c_2, c_3, c_4)$ un $\mathbf{F}^T \mathbf{F}$ ar $\mathbf{M}$, dabūsim, ka

$$J(\mathbf{u}) = \mathbf{y}^T \mathbf{y} - 2\mathbf{c}\mathbf{u} + \mathbf{u}^T \mathbf{M}\mathbf{u}. \quad (2)$$

Viegli pierādīt, ka $\mathbf{u}^T \mathbf{M}\mathbf{u}$ prezentē pozitīvi definitu kvadrātisko formu pret mainīgajiem u_1, u_2, u_3, u_4 , ja matrica $\mathbf{M}$ ir nesingulāra.

Tā kā hromoforu koncentrācija nevar būt negatīva, tad šo koncentrāciju raksturojošie koeficienti u_j mūsu regresijas modelī saistāmi ar nosacījumu, ka $u_j < 0$, $j = \overline{1,3}$. Teiktais nozīmē, ka mūsu mērķis ir meklēt funkcijas $J(\mathbf{u})$ minimumu pie ierobežojumiem, kas izsakāmi matricu formā

$$\mathbf{A}\mathbf{u} \leq \mathbf{b}. \quad (3)$$

Mūsu gadījumā $\mathbf{A} = -\mathbf{I}_4$ un $\mathbf{b} = 0$, kur $\mathbf{I}_4$ – 4x4 vienības matrica.

Īsuma dēļ Eiklīda telpas E^4 poliedru, kuru definē lineāro ierobežojumu sistēma (3), apzīmēsim ar U . Acīm redzami U ir slēgta punktu kopa. Tā kā $J(\mathbf{u})$ ir nepārtraukta funkcija un visiem $\mathbf{u} \in U$ $J(\mathbf{u}) \geq 0$, tad kopā U eksistē punkts $\mathbf{u}^*$ tāds, ka visiem $\mathbf{u} \in U$ $J(\mathbf{u}^*) \leq J(\mathbf{u})$.

3.1.2. Funkcijas $J(\mathbf{u})$ minimizācijas procedūra

Zinātniskā literatūra [3, 4] šodien piedāvā veselu virkni optimizācijas procedūru, kuras vairāku argumentu funkciju gadījumā tādā vai citādā veidā izmanto funkcijas gradientu eksistenci. Tā kā $J(\mathbf{u})$ ir vienreiz nepārtraukti diferencējama funkcija, tad tās minimizācijas procedūra varētu tikt balstīta uz pakāpenisku tuvinājumu konstrukciju minimuma punktam $\mathbf{u}^*$, ejot gradientam pretējā virzienā un ievērojot ierobežojumus, kas izteikti nosacījumā (3).

Ja minimizācijas procedūra sākas ar starta punktu $\mathbf{u}_0 \in U$, tad šajā punktā tiek aprēķināts funkcijas J gradients

$$\mathbf{G}(\mathbf{u}_0) = \left(\frac{dJ(\mathbf{u}_0)}{du_1}, \frac{dJ(\mathbf{u}_0)}{du_2}, \frac{dJ(\mathbf{u}_0)}{du_3}, \frac{dJ(\mathbf{u}_0)}{du_4} \right).$$

Gradienta $\mathbf{G}(\mathbf{u}_0)$ aprēķināšanā izmantojamās formulas:

$$\begin{aligned} \frac{dJ(\mathbf{u})}{du_1} &= 2(m_{1,1}u_1 + m_{1,2}u_2 + m_{1,3}u_3 + m_{1,4}u_4 - c_1), \\ \frac{dJ(\mathbf{u})}{du_2} &= 2(m_{2,1}u_1 + m_{2,2}u_2 + m_{2,3}u_3 + m_{2,4}u_4 - c_2), \\ \frac{dJ(\mathbf{u})}{du_3} &= 2(m_{3,1}u_1 + m_{3,2}u_2 + m_{3,3}u_3 + m_{3,4}u_4 - c_3), \\ \frac{dJ(\mathbf{u})}{du_4} &= 2(m_{4,1}u_1 + m_{4,2}u_2 + m_{4,3}u_3 + m_{4,4}u_4 - c_4), \end{aligned} \quad (4)$$

kur m_{ij} – matricas $\mathbf{M}$ i -tās rindas j -tās kolonnas elements.

Nākošais aproksimācijas punkts $\mathbf{u}_1$ tiek konstruēts pēc formulas

$$\mathbf{u}_1 = \mathbf{u}_0 - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}_0)$$

ar pozitīvu α vērtību.

Pamatojoties uz funkcijas $J(\mathbf{u})$ nepārtrauktas diferencējamības īpašību, var pierādīt, ka eksistē $\alpha^* > 0$ tāds, ka visiem α , $0 < \alpha \leq \alpha^*$, punkts $\mathbf{u}_1$ apmierina nosacījumu $J(\mathbf{u}_1) < J(\mathbf{u}_0)$.

Lai šo α^* efektīvi aprēķinātu, izmantosim faktu, ka funkcija

$$\varphi_0(\alpha) = J(\mathbf{u}_0 - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}_0))$$

izsakāma ar polinomu

$$e_0\alpha^2 + 2e_1\alpha + e_2,$$

kur

$$e_0 = (\mathbf{G}(\mathbf{u}_0))^T \mathbf{M} \mathbf{G}(\mathbf{u}_0), \quad (5)$$

$$e_1 = \mathbf{c} \mathbf{G}(\mathbf{u}_0) - \mathbf{u}_0^T \mathbf{M} \mathbf{G}(\mathbf{u}_0), \quad (6)$$

$$e_2 = \mathbf{y}^T \mathbf{y} - 2\mathbf{c} \mathbf{u}_0 + \mathbf{u}_0^T \mathbf{M} \mathbf{u}_0 = J(\mathbf{u}_0). \quad (7)$$

Tā kā matricas $\mathbf{M}$ nesingularitātes gadījumā kvadrātiskā forma $\mathbf{u}^T \mathbf{M} \mathbf{u}$ ir pozitīvi definita, tad $e_0 > 0$, ja vien $\mathbf{u}_0 \neq \mathbf{0}$. Tas nozīmē, ka funkcija

$$\varphi_0(\alpha) = e_0\alpha^2 + 2e_1\alpha + e_2$$

izsaka parabolu, kuras zari vērsti uz augšu. Šīs parabolas virsotne būs minimuma punkts, kura koordināte α aprēķināma no vienādojuma

$$2e_0\alpha + 2e_1 = 0.$$

Tātad

$$\alpha = -\frac{e_1}{e_0}. \quad (8)$$

Sakarā ar to, ka ļoti mazām α vērtībām, kas lielākas par 0, $J(\mathbf{u}_1) < J(\mathbf{u}_0) = e_2$, koeficients e_1 nevar būt pozitīvs. Tātad $-e_1 > 0$. Tādējādi par α vērtību punkta $\mathbf{u}_1$ konstrukcijā varam izmantot

$$\alpha_0 = -\frac{e_1}{e_0}.$$

Ja šādi konstruētais punkts $\mathbf{u}_1 \in U$, varam konstruēt nākošo tuvinājuma punktu $\mathbf{u}_2 = \mathbf{u}_1 - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}_1)$, izvēloties pietiekami mazu $\alpha > 0$, kas nodrošina, ka $J(\mathbf{u}_2) < J(\mathbf{u}_1)$. Meklētās α vērtības efektīvai atrašanai izmantojam funkciju $\varphi_1(\alpha) = J(\mathbf{u}_1 - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}_1))$. Šajā gadījumā meklētā α vērtība aprēķināma pēc formulas (8), tikai ar to atšķirību, ka $e_0 = (J(\mathbf{u}_1))^T \mathbf{M} J(\mathbf{u}_1)$, un

$$e_1 = \mathbf{c} \mathbf{G}(\mathbf{u}_1) - \mathbf{G}(\mathbf{u}_1)^T \mathbf{M} \mathbf{u}_1,$$

$$e_2 = J(\mathbf{u}_1).$$

Šādi varam konstruēt tuvinājuma punktus līdz kādam $\mathbf{u}_k \in U$ ieskaitot. Ja pēc aprakstītās procedūras konstruētais tuvinājuma punkts $\mathbf{u}_{k+1} = \mathbf{u}_k - \alpha_k \mathbf{G}(\mathbf{u}_k)$ vairs nepieder kopai U , esam spiesti pielietot kādu $\mathbf{u}_{k+1}$ modificētu konstrukcijas procedūru, kas nodrošina jaunā tuvinājuma punkta piederību kopai U . Viena no šādām modifikācijām ir saistīta ar punkta projekcijas jēdzienu, precīzāk, ar jēdzienu dotā telpas punkta $\mathbf{p}$ projekcija uz doto telpas punktu kopu V .

Saskaņā ar definīciju punkta $\mathbf{p}$ projekcija uz kopu V ir punkts $\mathbf{q} \in V$, kas apmierina nosacījumu, ka distance $d(\mathbf{p}, \mathbf{q}) \leq d(\mathbf{p}, \mathbf{q}')$ visiem $\mathbf{q}' \in V$. Par distanci starp diviem telpas E^4 punktiem parasti pieņem Eiklīda distanci, t.i.,

$$d(\mathbf{p}, \mathbf{q}) = \left((\mathbf{p} - \mathbf{q})^T (\mathbf{p} - \mathbf{q}) \right)^{1/2}.$$

Viegli pierādīt, ka katram punktam $\mathbf{p}$ eksistē viens vienīgs projekcijas punkts $\mathbf{q} \in V$, ja V ir slēgta un izliekta kopa, mūsu gadījumā kopa $V = U$ izpilda šos nosacījumus.

Ja $\mathbf{u}_k \in U$, bet $\mathbf{u}_{k+1} \notin U$, tad vismaz viena (varbūt arī visas) $\mathbf{u}_{k+1}$ komponente ir negatīva. Meklējām $\mathbf{u}_{k+1}$ projekciju uz U un apzīmēsim to ar $\mathbf{u}'_{k+1}$. Acīm redzami, vektoru $\mathbf{u}_{k+1}$ un $\mathbf{u}'_{k+1}$ starpības komponentes pēc absolūtās vērtības būs minimālas, ja $\mathbf{u}_{k+1}$ nenegatīvās komponentes vienādas ar $\mathbf{u}'_{k+1}$ attiecīgajām komponentēm, bet pārējās $\mathbf{u}'_{k+1}$ komponentes vienādas ar 0. Tātad, ja vektora $\mathbf{u}_{k+1}$ visas komponentes ≤ 0 , tad $\mathbf{u}'_{k+1} = \mathbf{0}$.

Tā kā

$$J(\mathbf{u}_k) - J(\mathbf{u}'_{k+1}) = J(\mathbf{u}_k) - J(\mathbf{u}_{k+1}) - (J(\mathbf{u}'_{k+1}) - J(\mathbf{u}_{k+1})),$$

tad

$$J(\mathbf{u}_k) - J(\mathbf{u}'_{k+1}) = \alpha_k \left(\left| \mathbf{G}(\mathbf{u}_k) \right|^2 + \frac{o(\alpha_k)}{\alpha_k} \right) - (\langle \mathbf{G}(\mathbf{u}_{k+1}), \mathbf{h} \rangle + o(|\mathbf{h}|))$$

$$\text{kur } \mathbf{h} = \mathbf{u}'_{k+1} - \mathbf{u}_{k+1}, \quad |\mathbf{h}| = d(\mathbf{u}_{k+1}, \mathbf{u}'_{k+1}).$$

Ja distance starp $\mathbf{u}_{k+1}$ un projekciju $\mathbf{u}'_{k+1}$ ir maza, tad sagaidāms, ka funkcijas J vērtība punktā $\mathbf{u}'_{k+1}$ būs mazāka par tās vērtību punktā $\mathbf{u}_k$. Tā kā $\mathbf{h} \geq 0$, tad gadījumā, ja $\mathbf{G}(\mathbf{u}_{k+1}) \leq \mathbf{0}$, skalārais reizinājums $\langle \mathbf{G}(\mathbf{u}_{k+1}), \mathbf{h} \rangle \leq 0$. Tas nozīmē, ka šādā situācijā neatkarīgi no $|\mathbf{h}|$ lieluma punkts $\mathbf{u}'_{k+1}$ dos funkcijas J vērtības samazinājumu. Šāds rezultāts sagaidāms pie relatīvi mazām vektora $\mathbf{u}_{k+1}$ pozitīvām komponentēm (skat. formulu (4)).

Ja $\mathbf{u}'_{k+1} = \mathbf{0}$, tad $\mathbf{G}(\mathbf{u}'_{k+1}) = -2\mathbf{c}^T$ (skat. formulu (4)). Tas nozīmē, ka punkts $\mathbf{u}_{k+2} = \mathbf{u}'_{k+1} - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}'_{k+1})$ visiem $\alpha > 0$ būs kopas U iekšējs punkts. Turklāt atradīsies tāds $\alpha_{k+1} > 0$, ka visiem α , $0 < \alpha \leq \alpha_{k+1}$, $J(\mathbf{u}_{k+2}) < J(\mathbf{u}'_{k+1})$.

Gadījumā, ja ne visas $\mathbf{u}'_{k+1}$ komponentes = 0, gradients $\mathbf{G}(\mathbf{u}'_{k+1})$ var būt ar pozitīvām komponentēm. Bez pārspriedumu vispārīguma ierobežojumiem varam pieņemt, ka $\mathbf{u}'_{k+1} = (0, 0, a, b)^T$, kur $a > 0$ un $b > 0$. Tādā gadījumā

$$\mathbf{G}(\mathbf{u}'_{k+1}) = 2(m_{1,3}a + m_{1,4}b - c_1, m_{2,3}a + m_{2,4}b - c_2, m_{3,3}a + m_{3,4}b - c_3, m_{4,3}a + m_{4,4}b - c_4)^T.$$

Pietiekami samazinot pozitīvās a un b vērtības, varam panākt, ka $\mathbf{u}''_{k+1} = (0, 0, a', b')^T$ pieder kopai U un $\mathbf{G}(\mathbf{u}''_{k+1}) < \mathbf{0}$. Ja tagad konstruēsim punktu $\mathbf{u}''_{k+2} = \mathbf{u}''_{k+1} - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}''_{k+1})$, tad iegūsim kopas U punktu, kurš pietiekami maziem $\alpha > 0$ dos funkcijas J vērtības samazinājumu, salīdzinot ar J vērtību punktā $\mathbf{u}''_{k+1}$. Atklāts tomēr paliek jautājums par mērķfunkcijas J vērtības samazinājumu, salīdzinot to ar vērtību punktā $\mathbf{u}_k$.

Viegli redzēt, ka antigradients izved procesu ārpus kopas U pie jebkura pozitīva α , ja gradienta $\mathbf{G}(\mathbf{u}'_{k+1})$ pirmā vai otrā komponente būs lielāka par 0. Šādā situācijā pakāpenisko tuvinājumu procesu var arī apstādināt, bet var arī iet pa citu ceļu, proti, meklēt iespējamo soļa virzienu, kas

apmierina uzliktos ierobežojumus. Šī pieeja prasa jaunā tuvinājuma punkta konstrukciju, kas balstīta uz lineārās programmēšanas uzdevuma atrisināšanu. Ja šāds uzdevums jārisina vairākkārt, tas nopietni palielina informācijas apstrādes laiku. Pagaidām no šādas pieejas atsakāties.

Piezīme. Visi pēdējie pārspriedumi balstīti uz sekojošiem faktiem:

- visas bāzes funkcijas $f_j(x) > 0$ visiem $x \in R^+$;
- visi optiskā blīvuma mērījumi $y_i > 0$;
- vektora $\mathbf{c}$ visas komponentes $c_i > 0$;
- visi matricas $\mathbf{M}$ elementi $m_{ij} > 0$.

3.1.3. Starta punkta izvēle un tuvinājuma procesa apstādināšana

Par starta punktu $\mathbf{u}_0$ vēlamas izvēlēties punkta $\mathbf{u}^*$ projekciju uz kopu U , kur $\mathbf{u}^*$ ir funkcijas J minimuma punkts telpā E^4 . Šis punkts aprēķināms pēc formulas

$$\mathbf{u}^* = \mathbf{M}^{-1} \mathbf{F}^T \mathbf{y} \quad (9).$$

Ja izrādās, ka $\mathbf{u}^*$ projekcija, apzīmēsim to ar $\mathbf{u}'_0$, dod gradientu $\mathbf{G}(\mathbf{u}'_0)$ ar īpašību, ka visiem $\alpha > 0$ $\mathbf{u}_1 = \mathbf{u}'_0 - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}'_0) \notin U$, tad par tuvinājuma punktu $\mathbf{u}'_1$ vēlamas ņemt punktu, kas iegūts no $\mathbf{u}'_0$ ar pozitīvo komponentu samazinājumu, kas garantē, ka visas $\mathbf{G}(\mathbf{u}'_0)$ komponentes ≤ 0 . Formula (4) šādas operācijas iespējamību garantē.

Piezīme. Prasība, lai visas $\mathbf{G}(\mathbf{u}'_0)$ komponentes būtu ≤ 0 , ir pietiekama prasība; bet tā nav nepieciešama. Nepieciešams un pietiekams $\mathbf{u}'_0$ konstrukcijas nosacījums ir, lai $\mathbf{G}(\mathbf{u}'_0)$ j-tā komponente ≤ 0 , ja vektoram $\mathbf{u}'_0$ j-tā komponente $= 0$. Pie šī nosacījuma izpildes atradīsies tāds $\alpha' > 0$, ka visiem α , $0 < \alpha \leq \alpha'$, vektors $\mathbf{u}''_0 = \mathbf{u}'_0 - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}'_0)$ pieder U un $J(\mathbf{u}''_0) > J(\mathbf{u}'_0)$.

Tuvinājuma procesu var apstādināt punktā $\mathbf{u}$, ja tas apmierina nosacījumu, ka visiem $j = \overline{1,4}$

$$\frac{\partial J(\mathbf{u})}{\partial \mathbf{u}_j} = 0,$$

t.i., (skat. formulu (4)), ja $\mathbf{u}$ ir lineāras vienādojumu sistēmas

$$\mathbf{M} \cdot \mathbf{u} = \mathbf{c}^T$$

atrisinājums un $\mathbf{u} \in U$. Tā kā šāds $\mathbf{u} = \mathbf{u}^*$ var nepiederēt U , tad šāds apstādināšanas kritērijs nav pieņemams. Iespējami šādi apstādināšanas kritērija varianti:

- 1) ja esam punktā $\mathbf{u}_k$ un $J(\mathbf{u}_k) - J(\mathbf{u}^*) < 0,01$;
- 2) ja $J(\mathbf{u}_k) - J(\mathbf{u}_{k+1}) < \varepsilon$ un $J(\mathbf{u}_{k+1}) - J(\mathbf{u}_{k+2}) < \varepsilon$, kur $\varepsilon < 0,01$;
- 3) pēc fiksēta soļu skaita k^* , kas eksperimentāli pamatots ar aprēķiniem vairākos pikseļos.

3.1.4. Programmētais optimizācijas algoritms

1. Pēc mazāko kvadrātu metodes izskaitļo apskatāmā pikseļa mērķfunkcijas $J(\mathbf{u})$ minimuma punktu $\mathbf{u}^*$, izmantojot formulu

$$\mathbf{u}^* = \mathbf{M}^{-1} \mathbf{F}^T \mathbf{y}$$

2. Ja $\mathbf{u}^*$ pieder U , algoritms fiksē uzdevuma atrisinājumu $\mathbf{u} = \mathbf{u}^*$.
3. Ja $\mathbf{u}^*$ nepieder U , konstruē $\mathbf{u}^*$ projekciju uz U , aizstājot $\mathbf{u}^*$ negatīvās komponentes ar 0, un apzīmē šo vektoru ar $\mathbf{u}_0$.
4. Aprēķina funkcijas J gradientu punktā $\mathbf{u}_0$, t.i., $\mathbf{G}(\mathbf{u}_0)$.
5. Ja visas gradienta komponentes ≤ 0 , tad konstruē punktu $\mathbf{u}_1 = \mathbf{u}_0 - \alpha_0 \mathbf{G}(\mathbf{u}_0)$, kur α_0 ir funkcijas $\varphi_0(\alpha) = J(\mathbf{u}_0 - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}_0))$ minimuma punkts pozitīvo reālo skaitļu apgabalā R^+ .
6. Ja $\mathbf{G}(\mathbf{u}_0)$ kāda komponente (piem., j -tā) > 0 , bet vektora $\mathbf{u}_0$ j -tā komponente $\mathbf{u}_{0j} = 0$, tad aprēķina faktoru

$$f = \min_j \frac{c_j}{m_{j,1}u_{0,1} + m_{j,2}u_{0,2} + m_{j,3}u_{0,3} + m_{j,4}u_{0,4}}$$

un konstruē punktu $\mathbf{u}_1 = \mathbf{u}_0 - \alpha_0 \mathbf{G}(\mathbf{u}_0)$, kur α_0 ir funkcijas $\varphi_0(\alpha) = J(\mathbf{u}_0 - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}_0))$ minimuma punkts.

7. Ja esam nonākuši punktā $\mathbf{u}_k$, bet $\mathbf{u}_{k+1} = \mathbf{u}_k - \alpha_k \mathbf{G}(\mathbf{u}_k)$ nepieder U , tad konstruē punktu $\mathbf{u}_{k+1} = \mathbf{u}_k - \alpha_k \mathbf{G}(\mathbf{u}_k)$, kur

$$f = \min_j \frac{c_j}{m_{j,1}u_{k,1} + m_{j,2}u_{k,2} + m_{j,3}u_{k,3} + m_{j,4}u_{k,4}},$$

kur α_k ir funkcijas $\varphi_k(\alpha) = J(\mathbf{u}_k - \alpha \mathbf{G}(\mathbf{u}_k))$ minimuma punkts apgabalā R^+ .

8. Procesu apstādina punktā $\mathbf{u}_k$, ja $J(\mathbf{u}_k) - J(\mathbf{u}_{k+1}) < \delta$ un arī $J(\mathbf{u}_{k+1}) - J(\mathbf{u}_{k+2}) < \delta$, un algoritms „deklarē” $\mathbf{u}_k$ par uzdevuma atrisinājumu. δ izvēle ir mūsu rokās; par piemērotu var ņemt $\delta = 0,01$.

3.1.5. Optimizācijas algoritma rezultātā iegūtās hromoforu kartes

Lai novērotu optimizācijas algoritma ieviestās izmaiņas hromoforu kartēs, salīdzināsim raksturīga melanomas attēla (skat. Att. 3.1.5.1) apstrādes gadījumus, kad pēc fona atņemšanas saskaņā ar sadaļā 3.2 aprakstīto pieeju, iegūtas 3 hromoforu kartes:

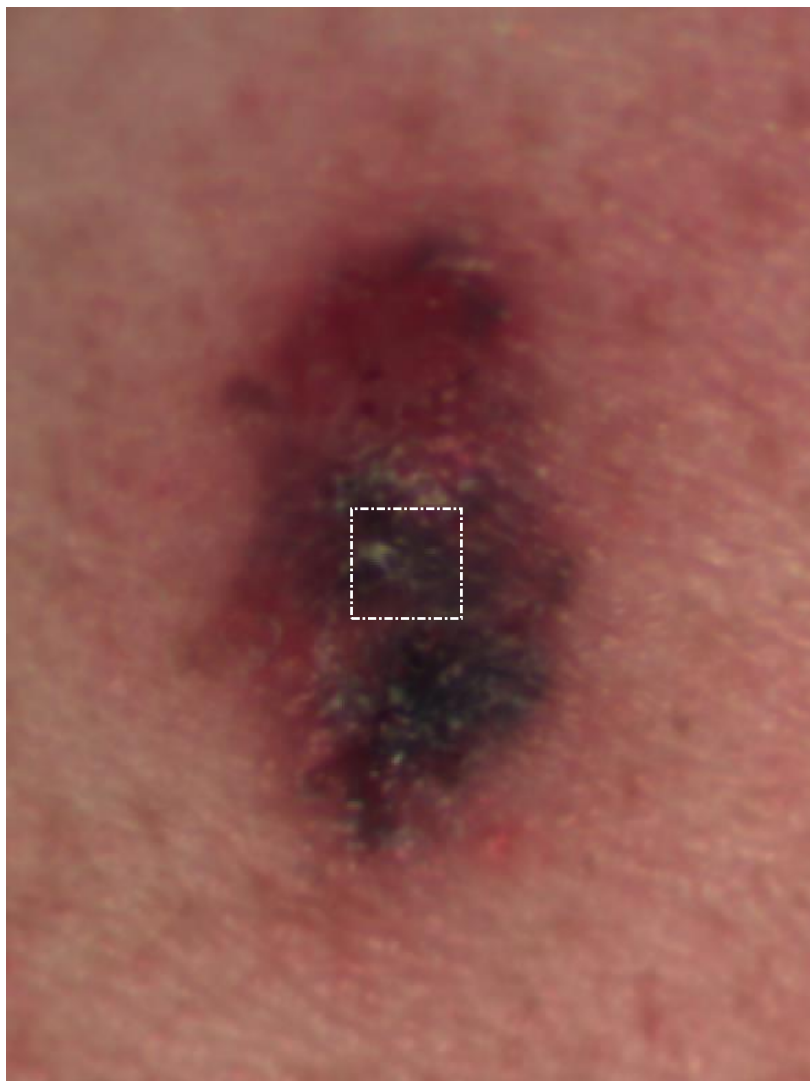
- 1) izmantojot mazāko kvadrātu metodi;
- 2) izmantojot sadaļā 3.1.4 aprakstīto optimizācijas algoritmu.

Att. 3.1.5.2 parādītas visa melanomas attēla hromoforu kartes, bet Att. 3.1.5.3- atzīmētā 40x40 pikseļu fragmenta hromoforu kartes. Kolonnās (a) ievietotas kartes, kas iegūtas, izmantojot mazāko kvadrātu metodi, kolonnās (b)- kartes, kas iegūtas, izmantojot optimizācijas algoritmu. Izmantojot mazāko kvadrātu metodi, kartēs parādās negatīvas hromoforu koncentrācijas vērtības, kuras netiek pieļautas optimizācijas algoritma gadījumā.

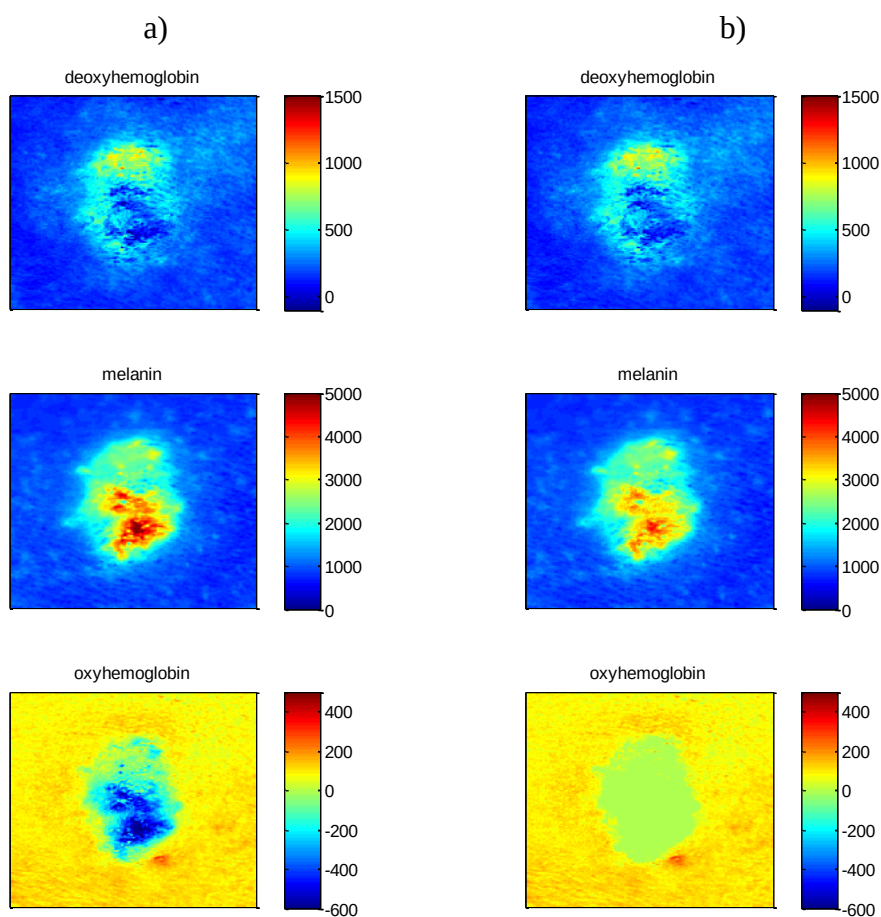
Kā varam novērot attēlos, melanīna koncentrācijas sadalījums abos gadījumos būtiski atšķiras, un optimizācijas algoritma ieviestās izmaiņas tuvina kartes tam, ko var sagaidīt atbilstoši melanomas attēlā novērotajām pigmenta atšķirībām.

Lai gan rezultāti, kas iegūti ar modificētās mazāko kvadrātu metodes palīdzību, attēlos redzamo situāciju atspoguļo krietni labāk nekā rezultāti, kas iegūti ar mazāko kvadrātu metodi (bez

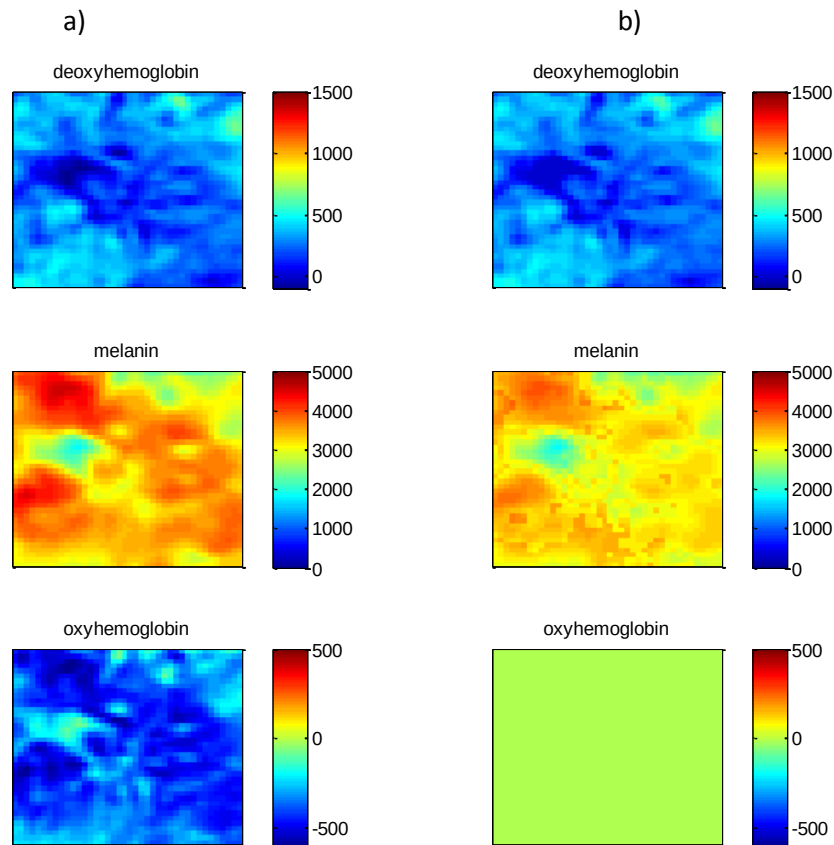
ierobežojumiem), zināma neapmierinātība ar optiskā blīvuma sadalījuma aproksimācijas precizitāti šeit ir pilnīgi vietā. Taču šī neapmierinātība nav adresējama piedāvātajam optimizācijas algoritmam. Pretenzijas varētu tikt vērstas pret izmantoto regresijas modeli, precīzāk, pret modelī izmantotajām bāzes funkcijām $f_j(\mathbf{u})$. Diemžēl mūsu rīcībā pagaidām nav informācijas, kas ļautu uzlabot izmantojamā regresijas modeļa adekvātumu.



Att. 3.1.5.1. Melanomas attēls ar atzīmētu fragmentu.



Att. 3.1.5.2. Melanomas attēla hromoforu kartes: (a) iegūtas, izmantojot mazāko kvadrātu metodi; (b) iegūtas, izmantojot optimizācijas algoritmu.

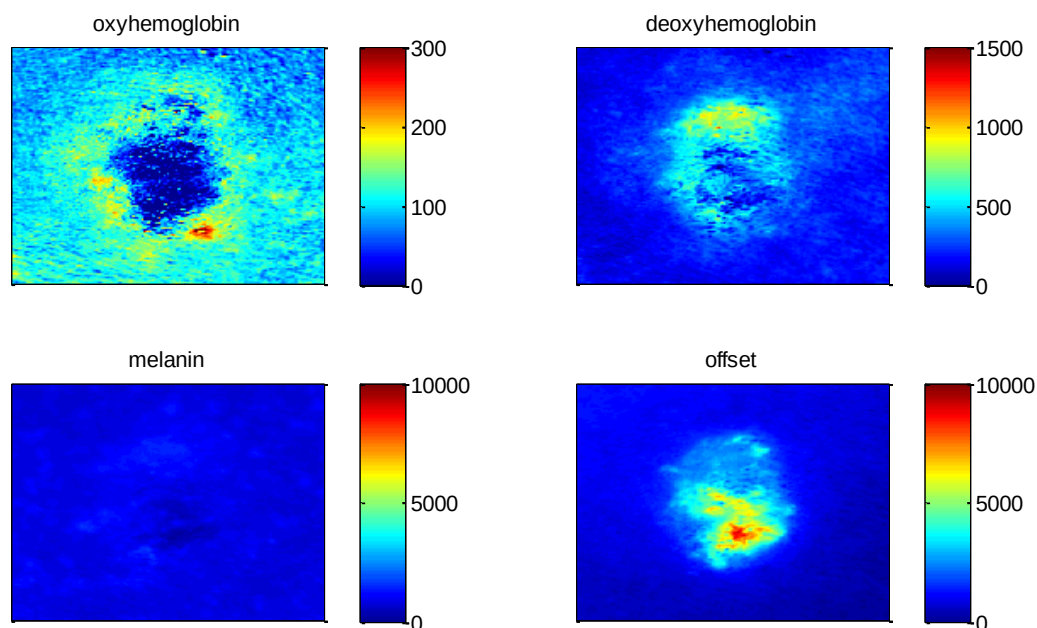


Att. 3.1.5.3. Melanomas attēla fragmenta hromoforu kartes: (a) iegūtas, izmantojot mazāko kvadrātu metodi; (b) iegūtas, izmantojot optimizācijas algoritmu.

3.2. Algoritms paātrinātai hromoforu kartēšanai ar mazāko kvadrātu metodes palīdzību

Katrs hiperspektrālā un multispektrālā attēla pikselis satur ievērojama skaita spektrālo joslu informāciju, tādējādi šie attēli tiek interpretēti kā trīsdimensiju "datu kubi" ar izmēriem $r \times s \times n$, kur r - OD attēla rindu skaits, s - OD attēla kolonnu skaits, n - spektra joslu skaits, ko var interpretēt arī kā krāsu skaitu attēlā. Šādu attēlu apstrādē gandrīz vienmēr svarīga ir algoritma ātrdarbība, jo apstrādājamās informācijas apjoms ir liels. Risinot ādas hromoforu kartēšanas uzdevumu ar mazāko kvadrātu metodes palīdzību, katra pikseļa optiskā blīvuma (OD) spektrs tiek aproksimēts ar tādas hromoforu absorbcijas spektru lineāras kombinācijas palīdzību, kas nodrošina funkcijas $J(u_1, u_2, u_3, u_4)$ minimālo vērtību. Attiecīgās koeficientu vērtības varam aprēķināt, izmantojot formulu (9). Šeit matrica $\Phi = \mathbf{M}^{-1}\mathbf{F}^T$ ar izmēru $4 \times n$ nav atkarīga no analizējamā pikseļa spektra un to var aprēķināt pirms OD attēlu apstrādes. Savukārt visu attēla pikseļu spektru vērtības $\mathbf{y}$ varam sakārtot $n \times p$ matricā $\mathbf{Y}$, kur $p = r \times s$, un visu pikseļu regresijas koeficientus $\mathbf{U}^*$ aprēķināt kā 2 matricu reizinājumu $\mathbf{U}^* = \Phi\mathbf{Y}$. Pēc reizinājuma rezultāta iegūšanas to var pārkārtot 3D matricā ar izmēru $r \times s \times 4$, tādējādi iegūstot datu kubu, kas satur 3 hromoforu kartes un konstantās sastāvdaļas attēlu. 2D matricu reizinājumu un datu pārkārtošanas operācijas var izpildīt ātri gan MATLAB, gan arī citās vidēs, tādēļ šāda pieeja ir ļoti perspektīva no ātrdarbības viedokļa. Piemēram, 400x400 pikseļu un 21 spektra joslu attēla apstrādei MATLAB vidē saskaņā ar aprakstīto pieeju dators ar Intel i7-2600 procesoru patērēja apmēram 20 ms.

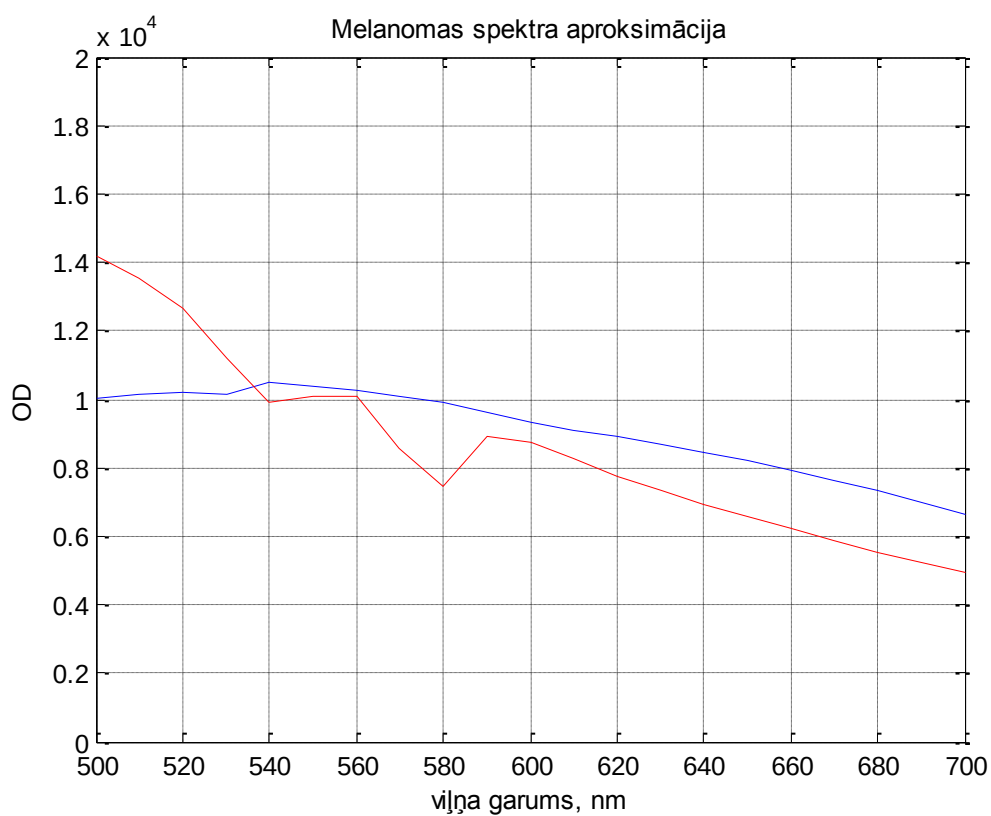
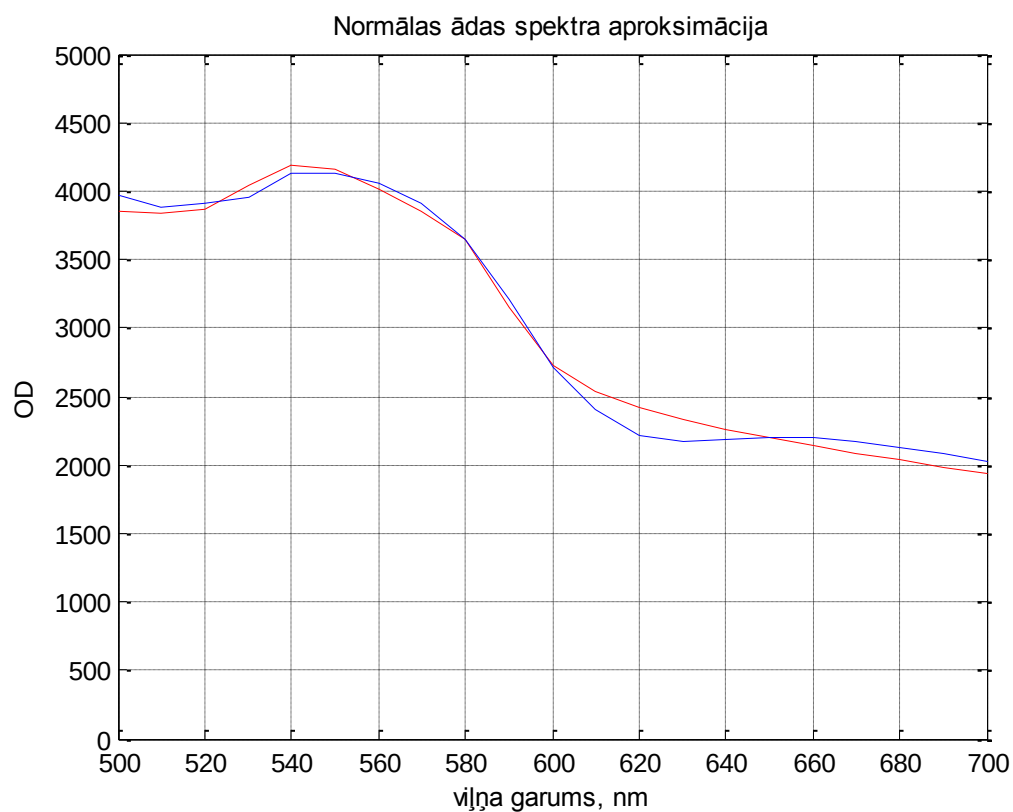
Ar mazāko kvadrātu metodes palīdzību, izmantojot sadaļā 3.1.1 aprakstīto regresijas modeli, iegūtās hromoforu kartes OD attēlam, kas atainots Att. 3.1.5.1, parādītas Att. 3.2.1. Parādītās hromoforu relatīvās koncentrācijas vērtības ierobežotas ar pozitīvu skaitļu diapazonu.



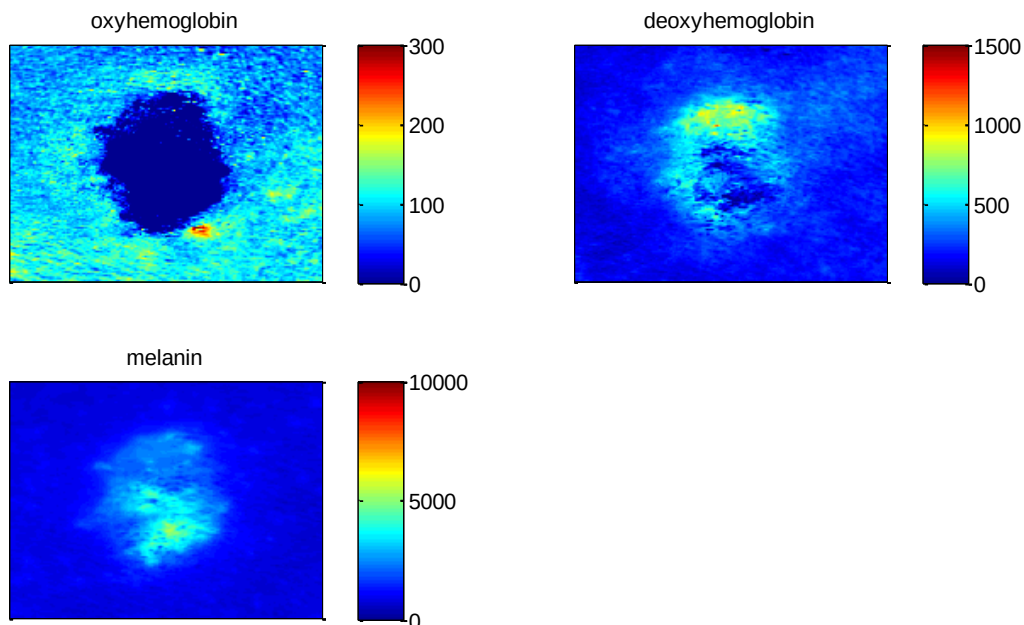
Att. 3.2.1. Hromoforu kartes un nobīdes sastāvdaļa melanomai, kas parādīta Att. 3.1.5.1. Izmantota OD spektra aproksimācija, balstoties uz sadaļā 3.1.1 aprakstīto regresijas modeli.

Redzams, ka melanomas rajonā sagaidāmās palielinātās melanīna koncentrācijas vietā tiek atrasta konstantā, t.i. nobīdes sastāvdaļa, kas norāda uz modeļa trūkumiem. Kā tas ilustrēts Att. 3.2.2, izmantotais regresijas modelis labi atbilst veselas ādas gadījumam, bet ne tik labi- dzimumzīmju un melanomas rajoniem, kuros pikseļu OD spektra aproksimācija ievērojami vairāk atšķiras no novērotā spektra. Tā kā nobīdes sastāvdaļa fiziski ir saistāma ar attēla iegūšanas (galvenokārt- apgaismojuma) apstākļiem, tad tai nevajadzētu būtiski mainīties melanomas rajonā. Tādēļ tika izvirzīta ideja, ka nobīdes sastāvdaļu vajadzētu noteikt veselās ādas rajonā, atņemt to kā konstanti no visa OD spektra attēla un tālāk to analizēt, balstoties uz 3 hromoforu spektru modeli (bez 4.sastāvdaļas- konstantes). Tālāk attīstot šo ideju, tika ņemts vērā, ka apgaismojums tomēr nav vienmērīgs visa uzņemtā OD attēla ietvaros, un to jākompensē ar mainīga fona atņemšanu. Tika izmantots lineāri mainīgs fons, interpolējot starp attēla stūros iegūtiem konstantās komponentes novērtējumiem. Šādā veidā iegūtās hromoforu kartes attēlotas Att. 3.2.3. Redzams, ka melanomas rajonā var novērot paaugstinātu melanīna vai deoksihemoglobīna koncentrāciju.

Jāatzīmē arī, ka fona atņemšanas operācija kompensē kopējo apgaismojuma apstākļu ietekmi, kas saistīti, piemēram, ar kameras attālumu no ādas. Tādejādi analīzes rezultāti tiek stabilizēti un padarīti neatkarīgi no apgaismojuma.



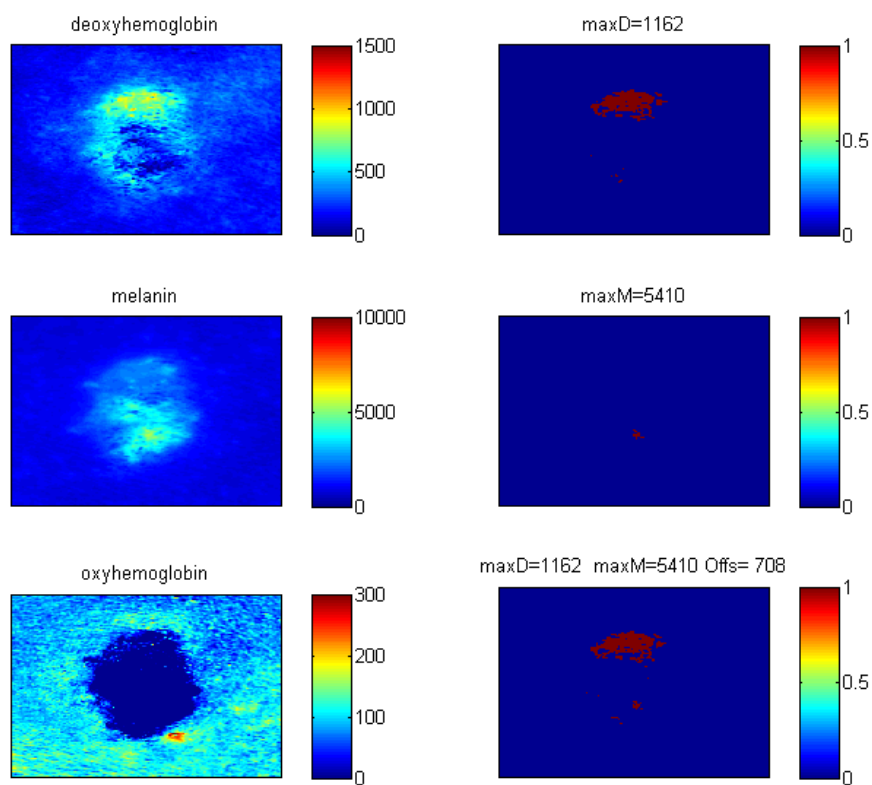
Att. 3.2.2. Normālas ādas apgabala un melanomas apgabala OD spektru aproksimācija ar mazāko kvadrātu metodes palīdzību. Ar zilu līniju attēlots novērotais spektrs, ar sarkanu- aproksimācijas rezultāts uz izmantotā regresijas modeļa bāzes.



Att. 3.2.3. Hromoforu kartes melanomai, kas parādīta Att. 3.1.5.1. Izmantota lineāri mainīga fona atņemšana pirms hromoforu kartēšanas.

3.3. Melnomas pikseļu detektēšana, izmantojot hromoforu kartes

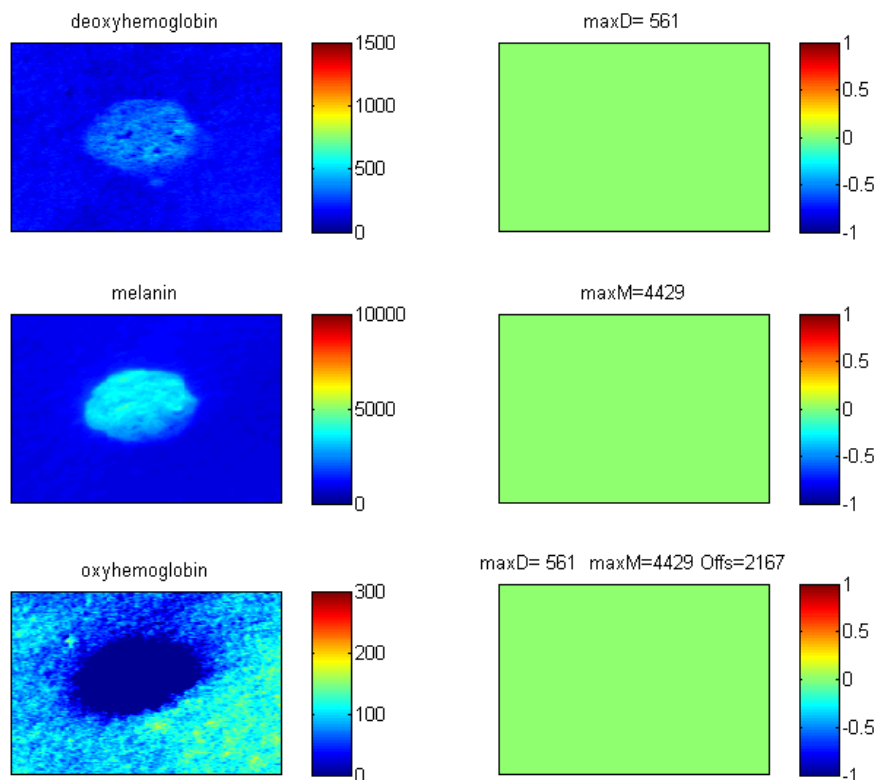
Balstoties uz sadaļā 3.2 aprakstīto algoritmu, tika iegūtas hromoforu kartes visiem pieejamajiem multispektrālajiem melanomu un dzimumzīmju attēliem, par kuriem bija zināma diagnoze. Tika novērots, ka melanomas rajonam attēlā atbilst paaugstināta melanīna vai oksihemoglobīna koncentrācija un izvirzīta hipotēze, ka kādas no šīm hromoforām paaugstināta koncentrācija liecina par to, ka novērojamais ādas veidojums varētu būt melanoma. Empīriskā ceļā tika izvēlētas pieļaujamās melanīna (5000) un oksihemoglobīna (650) relatīvās koncentrācijas vērtības un veikta melanomas detektēšana, balstoties uz vienas vai otras pieļaujamās koncentrācijas pārsniegšanu. Detektēšanas rezultāta piemērs melanomai, kas parādīta Att. 3.1.5.1, atainots Att. 3.3.1. Kreisajā pusē parādītas hromoforu kartes, labajā pusē - attēli, kuros atzīmēti par melanomai atbilstošiem atzītie pikseļi, balstoties uz attiecīgās kreisajā pusē redzamās hromoforu kartes vērtībām. Tā kā oksihemoglobīna karte netika izmantota melanomas detektēšanai, tai blakus labajā pusē parādīta apvienotā melanomas pikseļu karte (tur ar sarkanu krāsu atzīmēti pikseļi, kuri atzīti par melanomai atbilstošiem balstoties vai nu uz melanīna vai arī deoksihemoglobīna karti). Ja neviens no attēla pikseļiem nav atzīts par melanomai atbilstošo, attiecīgais melanomu pikseļu attēls ir zaļš (skat. dzimumzīmes attēlu Att. 3.3.2 un tai atbilstošo melanomas detektēšanas rezultātu Att. 3.3.3).



Att. 3.3.1. Melanomas detektēšanas rezultāti attēlam, kas parādīts Att. 3.1.5.1.



Att. 3.3.2. Dzimumzīmes attēls.



Att. 3.3.3. Dzimuzīmēs (skat. Att. 3.3.2) OD attēla analīzes rezultāts melanomas detektēšanai.

Izmantojot šādi pieeju, tika analizēti visi pieejamie multispektrālie attēli, kuriem bija zināma diagnoze. Visos melanomu attēlos tika detektēti melanomai atbilstošie pikseļi (sensitivitāte- 100%), bet 8 no 94 dzimuzīmēm arī tika atzītas par melanomām (specifitāte- 91.5%).

3.4. Multispektrālo attēlu fragmentu klasifikācijas metode

Lai veiktu ādas veidojumu analīzi, kas balstīta uz tās hiperspektrālo vai multispektrālo attēlu pikseļu klasifikāciju [2], nepieciešama sarežģīta un līdz ar to dārga attēlu iegūšanas aparātūra. Tādēļ šādu pieeju var lietot tikai ierobežotā apjomā lielos medicīniskos centros. No medicīnas prakses viedokļa vēlams radīt vienkāršāku un lētāku aparātūru, kuru varētu plaši pielietot primārās medicīnas aprūpes līmenī, lai nodrošinātu pacientu skrīningu un aizdomīgu veidojumu agrīnu atklāšanu ar tai sekojošu pacientu padziļinātu izmeklēšanu, ko veic ārsts dermatologs. Šādai aparātūrai jābalstās uz vienkāršāku sensoru izmantošanu, kas balstīta uz attiecīgi vienkāršāku apstrādes algoritmu pielietošanu. Analizējot normālas ādas un specifisku veidojumu spektrus, iespējams var atrast vienkāršākas spektrālās pazīmes, pēc kurām var spriest par veidojumu raksturu un brīdināt par "aizdomīgiem" gadījumiem, kurus jāizmeklē precīzāk. Šāda pieeja ir pārskata periodā izstrādātās metodes pamatā, kas piedāvā attēla fragmenta klasifikāciju balstīt uz statistisko parametru novērtēšanu atsevišķās specifiskās spektra joslās. Metode aprakstīta sagatavotā publikācijā, kas iesniegta konferencei "Electronics 2014" un pieņemšanas gadījumā tiktu publicēta žurnālā "Electronics and Electrical Engineering". Sagatavotais publikācijas piedāvājums pievienots 1.pielikumā.

4. Nieres tauku objektu izdalīšana datortomogrāfijas izmeklējumu attēlos

4.1. Risināmās problēmas aktualitāte

Aptaukošanās problemātika saistās ar tās eksponenciālās izplatības un biežuma pieaugumu pēdējās desmitgadēs. Pasaules Veselības organizācija to atzinusi par globālu epidēmiju un vispasaules sabiedrības veselības krīzi [5], ierindojo to piektajā vietā kā vispasaules nāves cēloni [6]. Kopumā aptaukošanos var raksturot kā hronisku, zemas pakāpes iekaisuma stāvokli, kam raksturīgs paaugstināts plazmas iekaisuma marķieru līmenis [7]. Visbiežāk aptaukošanās tiek saistīta ar kardiovaskulāro, cerebrovaskulāro, onkoloģisko slimību un II tipa cukura diabēta attīstību [8, 9]. Jau 1947. gadā J. Vags [10] izteica pieņēmumu par to, ka aptaukošanās nav viendabīga, un būtiski ir analizēt reģionālo taukaudu lokalizāciju ķermenī, lai precīzāk izprastu taukaudu lomu dažādu saslimšanu etioloģijā. Nieres sīnusa taukaudu fizioloģiskā loma organismā aizvien nav izpētīta, tomēr ir pamats uzskatīt, ka tieši šie taukaudi kalpo kā būtisks sekundārās hipertensijas riska un iniciācijas faktors.

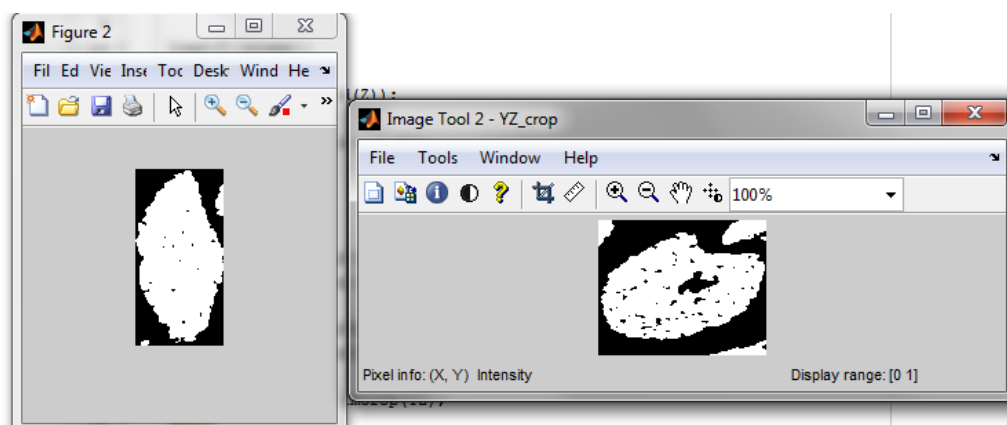
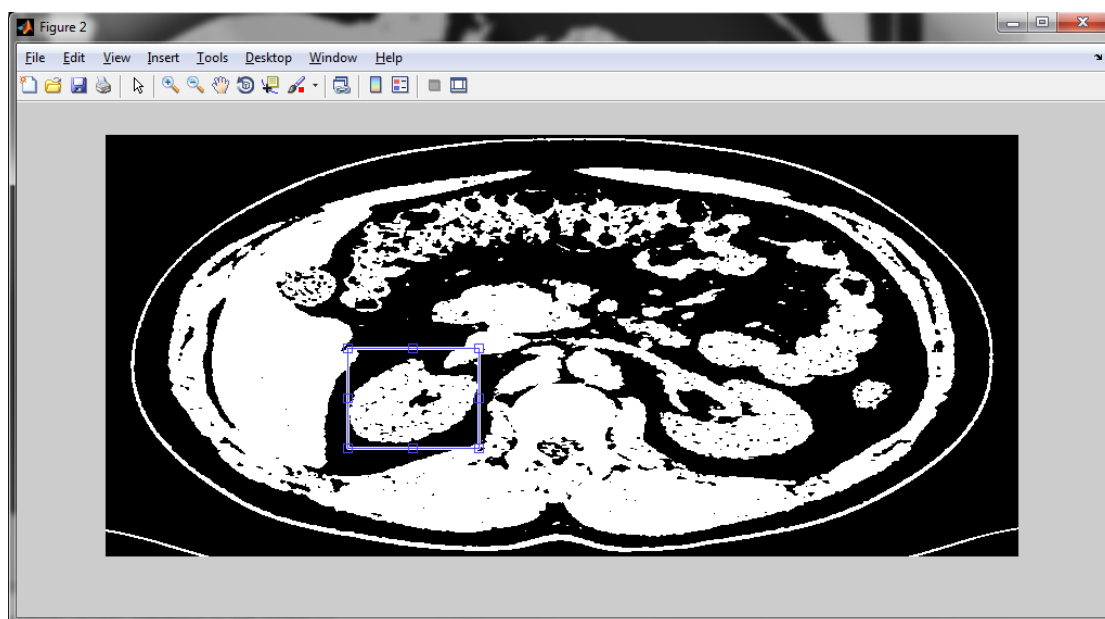
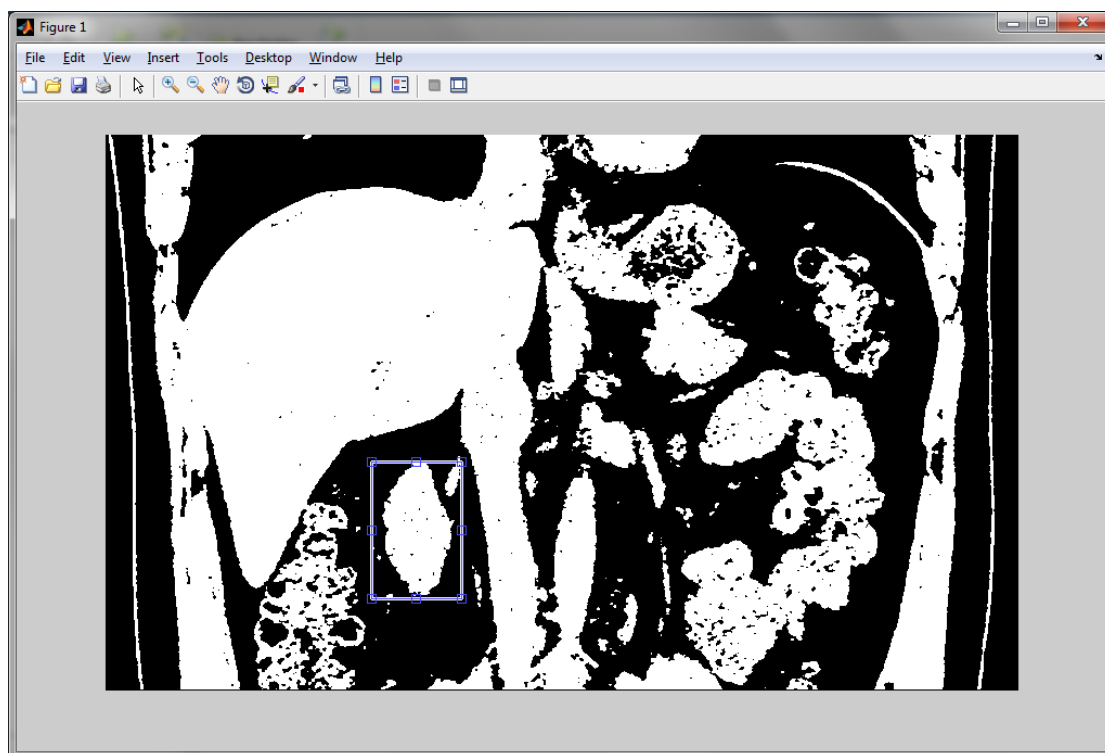
Šādiem segmentāriem taukaudu pētījumiem nepieciešamas detalizētās analīzes metodes, piemēram, datortomogrāfijas (DT) attēldiagnostika, kas salīdzinoši precīzi ļauj atšķirt taukaudus no citiem audu tipiem, līdz ar to ļaujot identificēt dažādu intraabdominālo taukaudu segmentu tilpumu [11]. DT laikā iegūst segmentārus šķērsgriezuma attēlus 3D rekonstrukcijās. Šādu attēlu precīza un detalizēta manuāla analīze ir ļoti laikietilpīga. Tieši šī iemesla dēļ ir svarīgi izstrādāt algoritmu, kurš spētu šo laikietilpīgo procesu automatizēt.

4.2. Iemesli, kas apgrūtina nierēs tauku objektu izdalīšanu

Nieres ir pāra orgāni, kuriem vērojama būtiska anatomiska un funkcionāla asimetrija pat viena indivīda ietvaros. Galvenais izstrādājamā algoritma uzdevums ir norobežot nierēs sīnusa taukaudu masu no pārējās retroperitoneālās taukaudu masas. Anatomiski nierēs mediālajā ieliektajā malā ir dziļš iegriezums, pa kuru nierē ieiet nierēs artērija, nervi, bet iznāk ārā nierēs vēna un urīnvads. Šo iegriezumu sauc par nierēs vārtiem. Nierēs vārti pāriet nierēs sīnusā, kurā lokalizējas interesējošais taukaudu objekts. Veicot manuālus mērījumus, eksperts spēj atpazīt nierēs anatomisko vietu (vadoties pēc anatomiskiem marķieriem) – nierēs vārtus, kuru vietā ir jāveido robeža un jānošķir retroperitoneālā un nierēs sīnusa taukaudu masas. Diemžēl, šo robežu pašlaik ir neiespējami raksturot matemātiskā veidā un līdz ar to, nav iespējams korekti norobežot interesējošo objektu. Grūtības sagādā tas, ka objekts krasi atšķiras starp dažādiem indivīdiem, atkarībā no individuālām īpatnībām un kopējās intraabdominālās aptaukošanās pakāpes. Turklāt, niere dažādos DT sērījveida uzņēmumos uzrāda arī rotācijas gan frontālā, gan arī sagitālā plaknē. Veicot manuālu segmentāciju, šis faktors grūtības nesagādā, bet šo segmentācijas procesu grūti formalizēt automātiska algoritma izveidošanai.

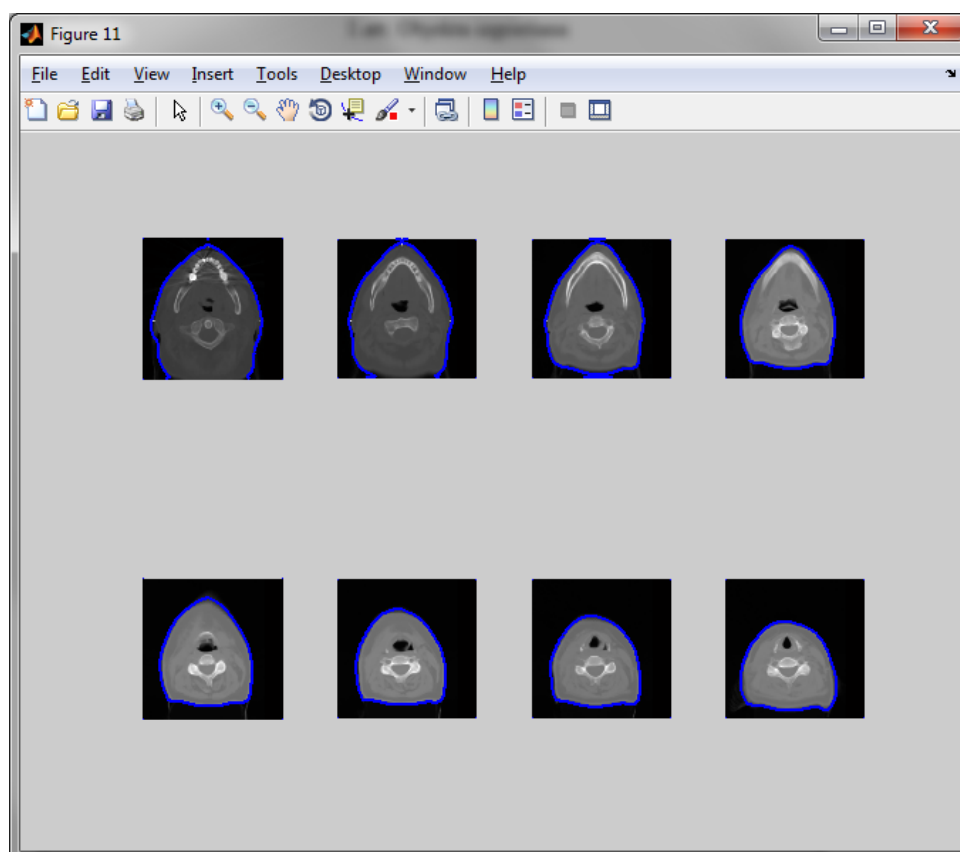
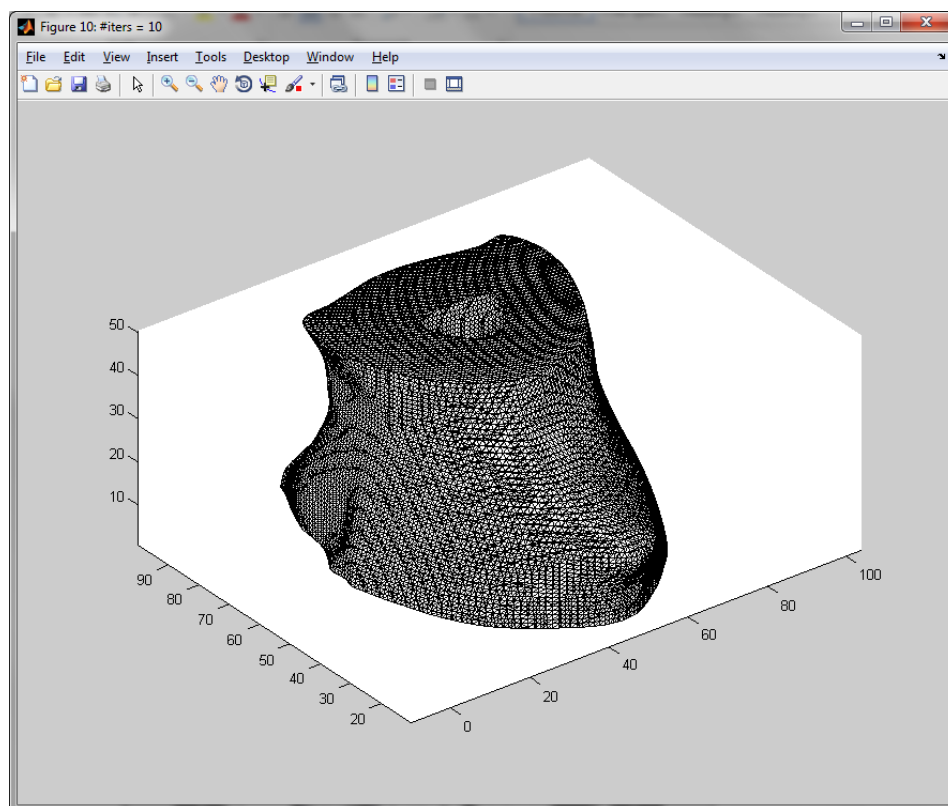
4.3. Algoritma izstrāde

Apakšobjekta izdalīšanai tiek izmantoti datortomogrāfijas izmeklējumā iegūti 3D cilvēka ķermeņa dati. Dati tiek glabāti 3-dimensiju masīva veidā, kas ļauj apstrādāt informāciju no visiem skatu punktiem. Apakšobjekta izdalīšana detalizētai apstrādei notiek vairākos soļos. Pirmajā solī tiek izgriezts konkrēts objekts (orgāns) no kopējās bildes, lietojot *imcrop* funkciju (Att. 4.3.1). Lai varētu iegūt pilnu informāciju par konkrētu objektu, tas ir jāizgriež no 2 šķēlumiem.



Att. 4.3.1. Objekta izgriešana.

Pēc objekta izgriešanas no attēla, ko veic lietotājs, tiek veidots apakšmasīvs, kas ir sākummasīva daļa, atbilstoša izgrieztā apakšobjekta koordinātēm. Rezultātā tiek iegūts 3-dimensiju masīvs ar interesējoša orgāna 3D datiem. Šo masīvu ir iespējams attēlot, lietojot Level Set Segmentation Tool, kas dod iespēju parādīt objektu kā 3D objektu, kā arī tā paralēlos griezumus (Att. 4.3.2).



Att. 4.3.2. Apakšobjekta 3D attēlošana.

5. Biomedicīnisku problēmu izpēte

Šajā pārskata periodā papildus projektā nospraustam mērķim un risināmiem uzdevumiem, uzmanība tika pievērsta divu, no biomedicīnas aspekta, būtisku problēmjautājumu apskatei:

1. Pilotpētījumi endoteliālās disfunkcijas izvērtēšanai, pielietojot spektroskopijas metodi un analizējot hromoforas – methemaglobīna relatīvo koncentrāciju;
2. Pilotpētījumi par termālās kameras pielietojumu brūno taukaudu funkcionālās aktivitātes izvērtēšanā.

5.1. Pilotpētījumi endoteliālās disfunkcijas izvērtēšanai

Asinsvadu endotēlija šūnas izklāj visu asinsvadu iekšējo virsmu, atdalot cirkulējošās asinis no audiem. Ar terminu „endoteliālā disfunkcija” apzīmē ģeneralizētas endotēlija šūnu funkciju pārmaiņas, ko raksturo pazemināta vazodilatorā atbilde, samazināta prostaciklīna produkcija, paaugstināta vazokonstriktoru vielu produkcija, traucēta fibrinolīzes un iekaisuma endoteliālā kontrole, kā arī izmainīta adhēzijas molekulu ekspresija. Centrālā iezīme ir NO bioaktivitātes zudums. Endoteliālā disfunkcija ir ateroģenēzes priekšvēstnesis, kā arī būtisks faktors diabēta mikrovaskulāro komplikāciju izcelsmē. Iespēja precīzi konstatēt endoteliālās disfunkcijas klātbūtni būtu vērtīgs līdzeklis iepriekšminēto patoloģiju agrīnā diagnostikā un novēršanā.

Endotēlija funkciju (disfunkcijas) novērtēšanai tiek izmantotas vairākas metodes, no kurām pagaidām vēl neviena nav atzīta par optimālu. Atkarībā no pieejas, vadošās metodes var iedalīt divās grupās:

- 1) metodes, kurās tiek mērīta endotēlija šūnu funkcionālā aktivitāte kā fizikāls parametrs (asins plūsma vai asinsvada sienas stingums);
- 2) metodes, kurās tiek mērīta endotēlija šūnu funkcijas raksturojošo asinsritē cirkulējošo faktoru (endotēlija šūnu un progenitoršūnu, signālmolekulu un to fragmentu) koncentrācijas [12, 13, 14, 16].

Eiropas Kardioloģijas Apvienības 2011.gadā izdotajā pārskatā [16] iekļautas sekojošas endoteliālās funkcijas novērtēšanas metožu grupas:

- 1) Koronārā endotēlija funkciju novērtēšanas metodes;
- 2) Venozās oklūzijas pletizmogrāfija;
- 3) Plūsmas mediētā dilatācija;
- 4) Pulsa viļņa analīze;
- 5) Perifēro artēriju tonometrija;
- 6) Lāzera Doplera plūsmmetrija;
- 7) Bioķīmiskie marķieri;
- 8) Endotēlija mikrodaļiņas;
- 9) Endotēlija progenitoršūnas;
- 10) Endotēlija glikokalikss.

Šīs jomas speciālistiem būtisks ieguvums būtu ierīce, ar kuras palīdzību iespējams izvērtēt endoteliālo funkciju (disfunkciju) neinvazīvā veidā, nosakot NO koncentrāciju kapilāros. Šajā aspektā pārskata periodā balstoties uz atsevišķiem literatūrā aprakstītiem pētījumiem, pārbaudījām vai spektrofotometriski ir iespējams detektēt methemoglobīnu un ņemot vērā tā koncentrāciju, aprēķināt relatīvo NO daudzumu.

Methemoglobīns ir viena no kopējā hemoglobīna frakcijām. Methemoglobīns veidojas no oksihemoglobīna, kad tam pievienojas NO. Tas ir viens no pamata mehānismiem, kādā veidā no

asinīm tiek likvidēts brīvais NO. Tā kā methemoglobīns ir hromofora – pigments brūnganā krāsā, tad tika izvirzīta hipotēze: methemoglobīnu ir iespējams detektēt spektrofotometriski un, tā kā tas veidojas oksihemoglobīnam saistoties ar NO, tad tieši methemoglobīna koncentrācijas izmaiņas asinīs varētu liecināt par NO sintēzi un slāpekļa sintēzes aktivāciju. Šīs hipotēzes pārbaudīšanai tika veikti mērījumi, kā NO sintēzes ierosinātājus pielietojot:

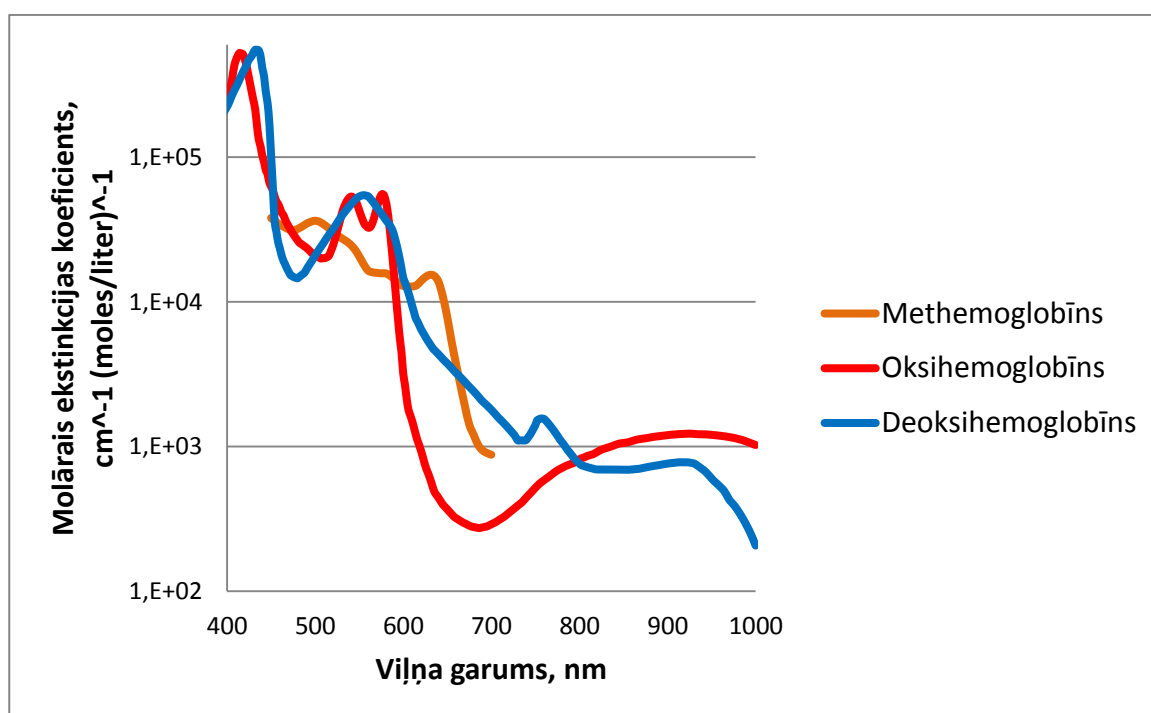
- 1) Jontoforētiski transdermāli ievadīta acetilholīna vazodilatācijas testu [15];
- 2) Postokluzīvās reaktīvās hiperēmijas testu [15].

Iegūtie rezultāti liecina, ka methemoglobīna līmenis attiecībā pret kopējo hemoglobīna līmeni ir salīdzinoši ļoti zems (pēc literatūras datiem 1-3% no kopējā hemoglobīna koncentrācijas), tādēļ spektrofotometriski to detektēt neizdodas.

Ekspperimentālā daļa: endoteliālās disfunkcijas izvērtēšana, izmantojot spektroskopijas metodes.

Tika veikti eksperimentāli mērījumi, lai izvērtētu, vai iespējams ar spektroskopiskām metodēm noteikt hromoforu – methemoglobīna – izmaiņas plaukstas virspuses ādā, pielietojot augšdelma postokluzīvās reaktīvās hiperēmijas testu (oklūzijas parametri: 140 mmHg/ 10 min). Balstoties uz literatūras datiem, methemoglobīna līmenim būtu jāpaaugstinās atjaunošanās periodā pēc oklūzijas pārtraukšanas.. Galveno asinīs esošo hromoforu – oksihemoglobīna, deoksihemoglobīna – absorbcijas spektri ir literatūrā pieejami, tāpat arī methemoglobīna absorbcijas spektrs (

Att. 5.1.1) [18].

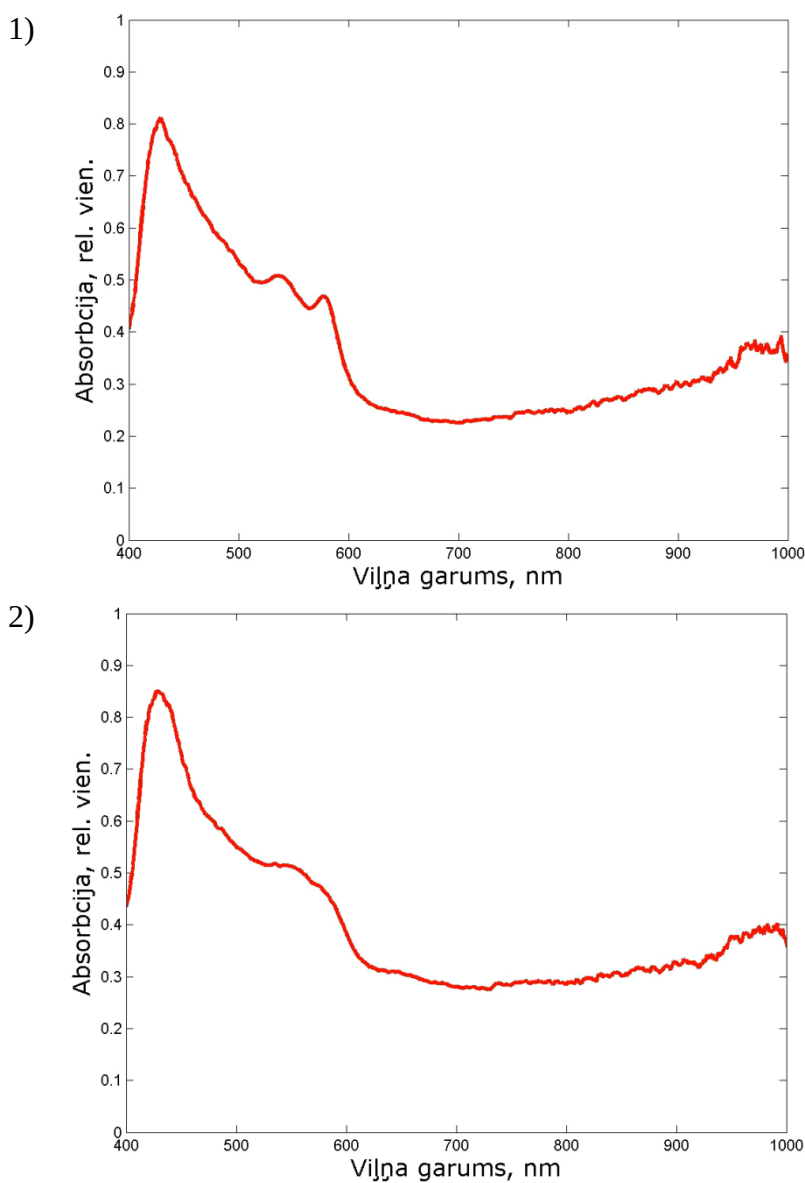


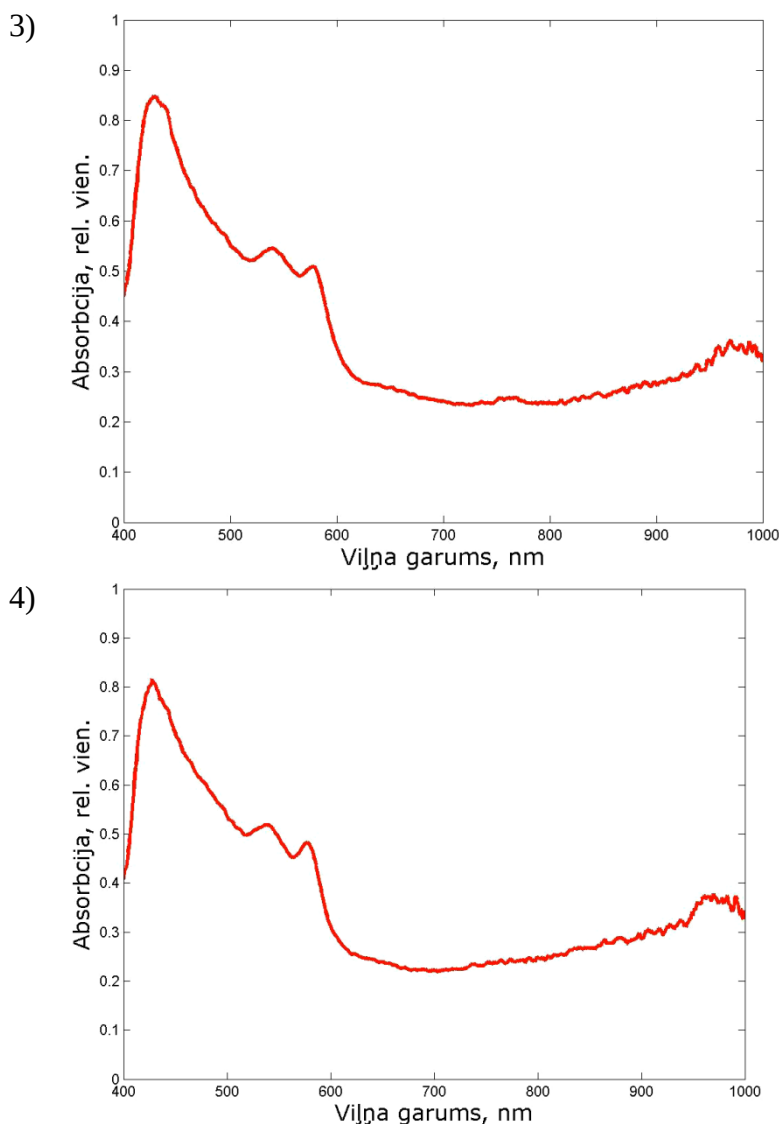
Att. 5.1.1. Oksihemoglobīna, deoksihemoglobīna un methemoglobīna absorbcijas spektri.

Mērījumi tika veikti ar *Avantes* spektrometru, kas pievienots datoram, datorprogrammu *AvaSpec*, halogēna lampu gredzenu kā gaismas avotu, kā arī optisko šķiedru, kas iestatīta statīvā. Ar optisko šķiedru tika detektēts no ādas virsmas nākošais difūzi atstarotais starojums ar informāciju par ādā esošajām hromoforām. Difūzi atstarotās gaismas spektrs diapazonā no 400 nm līdz 1000 nm tika ierakstīts laikā aptuveni 5 minūtes (aptuveni visu oklūzijas laiku, kā arī minūti pēc oklūzijas beigām), saglabājot difūzi atstarotās gaismas spektru ik pa 1 sekundi. Rezultātā tika iegūtas spektra un līdz ar to arī ādā esošo hromoforu izmaiņas oklūzijas laikā un pēc oklūzijas. Iegūtie spektri tika pēc tam analizēti programmā MATLAB.

Eksperimentā piedalījās 2 brīvprātīgie. Tika veikta rokas augšdelma oklūzija. Difūzi atstarotās gaismas ādas spektrs tika detektēts punktā uz plaukstas virsējās daļas. Rezultātā tika iegūts video, kurā iespējams novērot spektra izmaiņas ik pa 1 sekundi.

Att. 5.1.2 attēlā parādīti difūzi atstarotās gaismas spektri dažos būtiskākajos laika momentos (oklūzijas sākumā, oklūzijas vidū, oklūzijas beigās).





Att. 5.1.2. Difūzi atstarotā spektra izmaiņas oklūzijas laikā:

- 1) pirms oklūzijas; 2) oklūzijas laikā (2 minūtes pēc oklūzijas sākuma);
- 3) uzreiz pēc aprocas noņemšanas; 4) 1 minūti pēc aprocas noņemšanas.

Analizējot difūzi atstaroto spektru izmaiņas oklūzijas laikā, redzams, kā izteikti mainās oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna koncentrācija. Sākumā, vēl pirms oklūzijas, izteikti redzami oksihemoglobīna absorbcijas maksimumi pie 542 nm un 578 nm, savukārt, sākoties oklūzijai, redzams, ka izteiktāks kļūst deoksihemoglobīna maksimums pie 560 nm, kā arī pieaug absorbcijas maksimuma pie 450 nm intensitāte. Noņemot aproci, uzreiz var novērot, ka atgriežas izteiktie oksihemoglobīna absorbcijas maksimumi.

Tika sagaidīts, ka pēc oklūzijas beigām pieaugs intensitāte spektra apgabalā ap 635 nm, kur varētu novērot methemoglobīna absorbcijas pieaugumu. Tomēr, analizējot datus, to nevarēja novērot.

Iegūtie rezultāti liecina, ka methemoglobīna līmenis attiecībā pret kopējo hemoglobīna līmeni ir salīdzinoši ļoti zems (pēc literatūras datiem 1-3% no kopējā hemoglobīna koncentrācijas), tādēļ spektrofotometriski to detektēt neizdodas. Tomēr piedāvāto pieeju vajadzētu rūpīgāk analizēt gadījumos, kad methemoglobīna līmenis ir augstāks. Spektru apstrādi varētu veikt, izmantojot mazāko kvadrātu metodi hromoforu atdalīšanai, kā arī vēl citus veidus, lai pārbaudītu, vai tiešām nevar novērot methemoglobīna koncentrācijas izmaiņas atbilstoši sagaidāmajām.

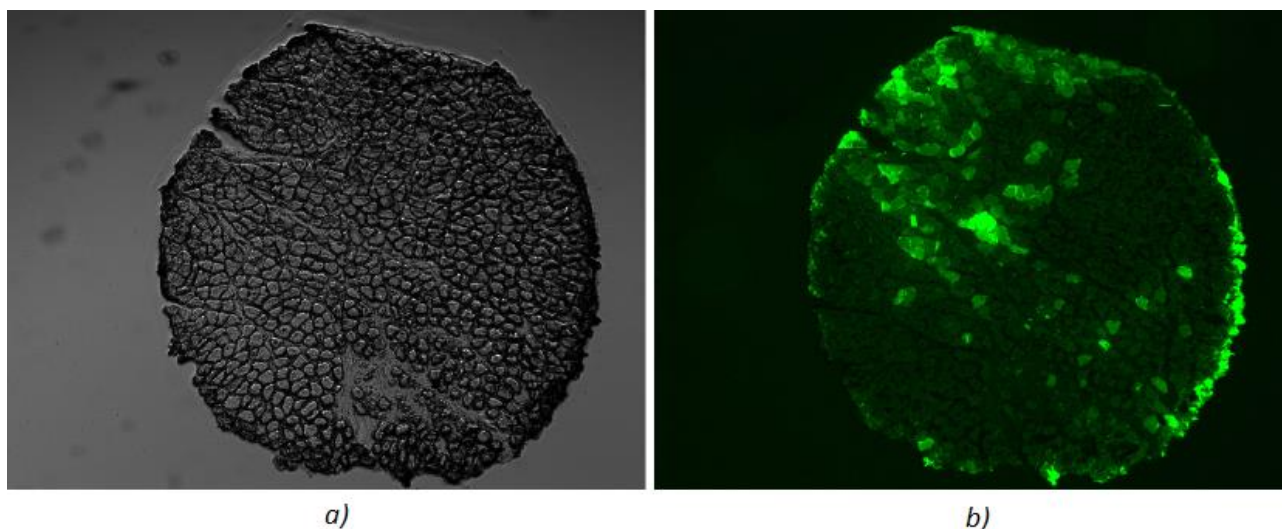
5.2. Pilotpētījumi brūno taukaudu funkcionālās aktivitātes izvērtēšanā

Organisma taukaudus var iedalīt baltajos un brūnajos taukaudos. Brūnie taukaudi pārsvarā sastopami jaundzimušajiem starplāpstiņu zonā, aiz krūšu kaula, gar mugurkaulu un nierēs vārtu apvidū. Šie taukaudi veido ap 2-5% no ķermeņa masas. Savukārt lielākie balto taukaudu sakopojumi ir zemādā (vēdera, gūžu, laterālajā augšstilbu rajonā u.c.), taukplēvēs, apzarņos un kapsulās ap nierēm [17]. Pētījumi pierāda, ka arī pieaugušiem cilvēkiem atsevišķās vietās saglabājas brūno taukaudu depo (starplāpstiņu reģionā un virs atslēgas kauliem). Brūnie taukaudi ir iesaistīti termoregulācijas procesos un pierādīts, ka to metabolā aktivitāte daudzkārt augstāka nekā baltajiem taukaudiem. Tiek uzskatīts, ka tieši brūno taukaudu daudzums un funkcionālā efektivitāte varētu būt iesaistīta vielmaiņas regulācijas procesos. Respektīvi, supresētas brūno taukaudu funkcijas rezultātā iespējams attīstās vielmaiņas problēmas (aptaukošanās, liekais svars).

Brūno taukaudu funkcionalitāti un kvantitāti var izvērtēt ar termālās kameras attēldiagnostikas palīdzību, kā funkcionālo aktivātoru pielietojot vienkāršu aukstuma provokācijas testus plaukstai. Uzņemtajos attēlos iespējams analizēt starplāpstiņu un virs atslēgas kaula reģionu termālos attēlos fiksētās izmaiņas (brūno taukaudu aktivāciju). Pašlaik šajā virzienā ir veikti atsevišķi pilotpētījumi un metodes apstrādei nepieciešami termālās kameras uzlabojumi (kameras standartizācija). Izpētes darbs šajā virzienā potenciāli pēc nepilnību novēršanas var turpināties.

6. Elektroporozes rezultātu attēlu iegūšana un analīze

Lai automātiski novērtētu, cik daudz muskuļu šķiedru ir ietekmējusi elektroporoze, tika veidots algoritms, kas muskuļa šķērsriezuma (ex-vivo) bildēs (Att. 6.1) izdala atsevišķās šķiedras un novērtē to fluorescences pakāpi. Attēlā parādītas pieejamās muskuļa šķērsriezuma bildes, kur Att. 6.1b parādīta fluorescence.



Att. 6.1. Peles muskuļa šķērsriezums.

Pirmais segmentēšanas posms ir izdalīt attēla apgabalu, kurā ir redzams muskuļa šķērsriezums. Att. 6.1a novērojams, ka visu šķērsriezuma apgabalu no fona nošķir robeža. Pēc pikseļu intensitātes fonu no šķērsriezuma nevar viennozīmīgi atšķirt, jo šķērsriezuma apgabalā ir gan par fonu tumšāki, gan gaišāki pikseļi. Lietojot vienkāršu robežu noteikšanu tiktu atklātas daudzas liekas robežas šķērsriezuma iekšienē, tādēļ tika apsvērta iespēja, atrast būtisko ārējo robežu ar aktīvo

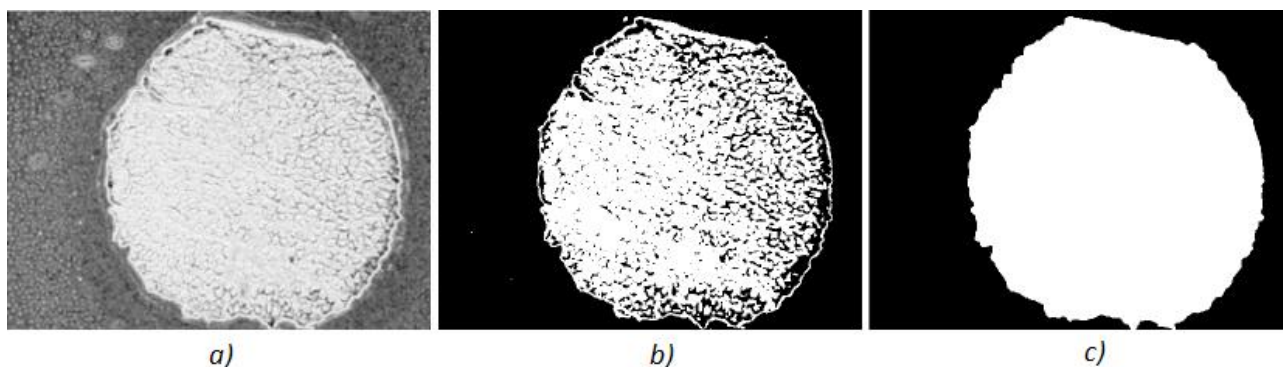
kontūru palīdzību. Šādam kontūram vispirms tiek nodefinētas sākotnējās koordinātes, kas var būt arī attēla malas. Tad ar iteratīvu procesu kontūra forma tiek mainīta, lai minimizētu tā enerģiju, ņemot vērā robežas attēlā. Pēc pietiekama iterāciju skaita aktīvais kontūrs aptuveni atbilst meklētajam šķērsriezuma kontūram.

Izmantoto *ex-vivo* attēlu izmērs ir 1388x1040 pikseļi, un, iteratīvais aktīvo kontūru algoritms ļoti lēni nonāk pie rezultāta, tādēļ šis segmentēšanas paņēmiens tika atmests par labu metodei, kas balstās uz muskuļu un fona tekstūru atšķirību. Attēlam Att. 6.2a tika pielietots entropijas filtrs. Tādējādi tika iegūts Att. 6.2a attēls, kur katra pikseļa vērtība atbilst entropijas vērtībai oriģinālajā attēlā 9x9 pikseļu apkaimē ap konkrēto pikseli. Entropija raksturo nejaušības lielumu pētāmā apgabala tekstūrā, un tā iegūstama ar formulu:

$$-\sum_{i=1}^I P(a_i) \cdot \log_2 P(a_i),$$

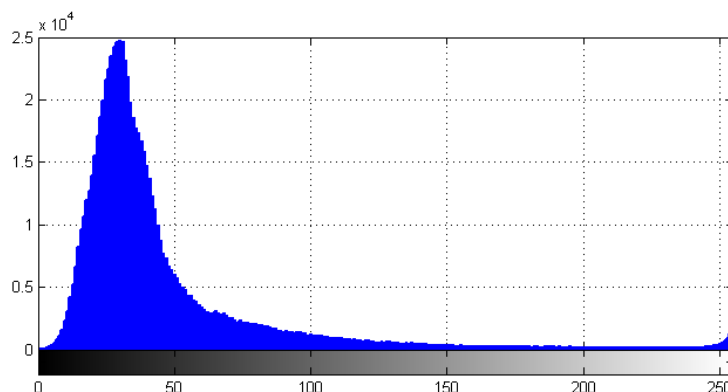
kur $P(a_i)$ ir apgabala dažādo iespējamo pikseļu vērtību a_i ($i=0,1,2,...,255$) sastapšanas biežums, kas iegūstams no apgabala histogrammas.

Tā kā muskuļa apgabalā entropijas vērtība pārsvarā ir lielāka nekā fona apgabalā, tad Att. 6.2a šķērsriezuma apgabals ir gaišāks par fonu. Šajā stadijā attēlam tika pielietota sliekšņošana, piešķirot pikseļiem ar vērtību virs 0.8 jaunu vērtību 1, un pārējiem pikseļiem piešķirot vērtību 0. Rezultāts attēlots Att. 6.2b. Lai tiktu galā ar baltajiem apgabaliem ārpus šķērsriezuma, tika pielietota atvēršanas operācija, kas dzēš mazus balto pikseļu objektus. Savukārt, lai aizpildītu melnos apgabalus šķērsriezuma iekšienē tika pielietota morfoloģiskā aizpildīšana, kam sekoja melno iekļauto reģionu aizpildīšanas funkcija *imfill()*. Galīgais apgabalu segmentēšanas rezultāts parādīts Att. 6.2c.



Att. 6.2. Muskuļa šķērsriezuma attēls pēc a) entropijas filtra pielietošanas; b) sliekšņošanas; c) morfoloģisko operāciju pielietošanas un caurumu aizpildīšanas

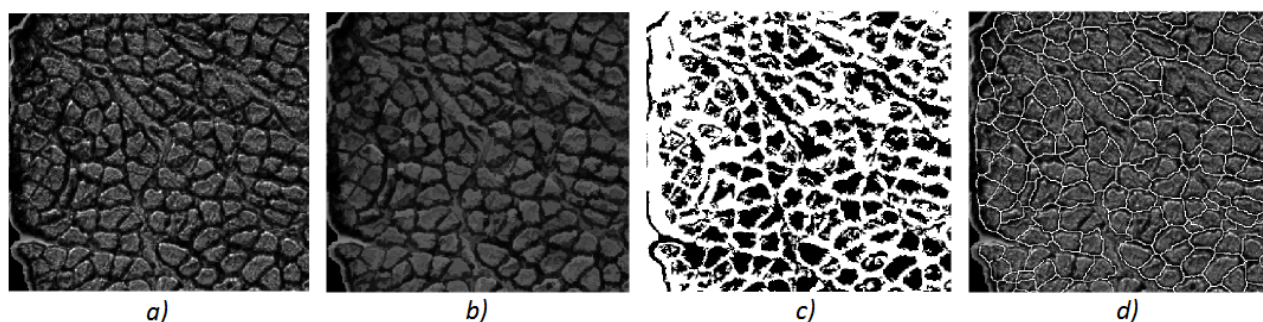
Turpmākā attēlu Att. 6.1 apstrāde notiek tikai apgabalā, ko iekļauj attēla Att. 6.2c maska. Šī apgabala histogramma attēlam Att. 6.1b parādīta Att. 6.3. Pirms histogrammas iegūšanas no RGB attēla tika izdalīta zaļās krāsas matrica. Histogrammā novērojams, ka daļai pikseļu ir maksimālā vērtība 255, kas nozīmē, ka šie pikseļi visticamāk ir pārgaismoti, un, to patiesā intensitātē attiecībā pret citiem pikseļiem nav precīzi nosakāma.



Att. 6.3. Muskuļa šķērsriezuma fluorescences attēla histogramma.

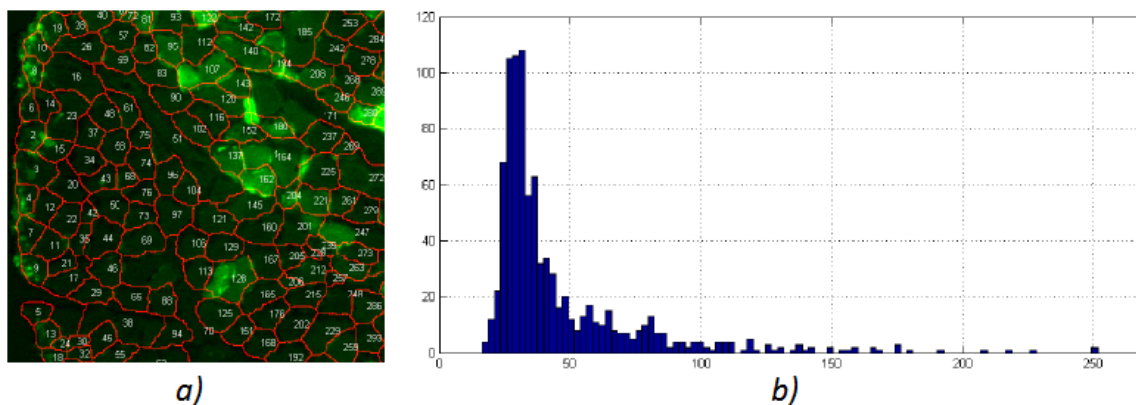
Lai novērtētu atsevišķu šķiedru fluorescenci, muskuļa šķērsgriezumā šīs šķiedras atsevišķi jāizdala. Testi ar vienkāršām segmentēšanas metodēm – sliekšņošana, robežu atrašana – nedeva apmierinošus rezultātus. Sīkāk tika pētīta iespēja atdalīt atsevišķas šķiedras ar Watershed (ūdensšķirtnes) segmentēšanas metodi. Šajā metodē attēls tiek uzverts kā topogrāfisks reljefs. Jo lielāka pikseļa intensitātes vērtība, jo augstāk tas atrodas reljefā. Metodes rezultātā attēls tiek segmentēts pa reljefa ūdensšķirtņu robežām, kuras topogrāfiskajā kartē norobežotu sateces baseinus.

Pēc dažādu Watershed segmentācijas paveidu testēšanas, par perspektīvāko tika izvēlēta ar marķieriem kontrolēta Watershed metode. Lietojot diska formas strukturējošo elementu ar rādiusu 2 pikseli, ieejas attēlam tiek pielietotas morfoloģiskās operācijas. Ar to palīdzību tiek mēģināts interesējošo objektu (atsevišķo šķiedru) iekšienē izveidot līdzenus reljefus (vienādas pikseļu intensitātes vērtības). Pēc morfoloģiskās erozijas, rekonstrukcijas, paplašināšanas un pēc intensitātes invertēta attēla rekonstrukcijas no attēla Att. 6.4a tiek iegūts attēls Att. 6.4b. Šis attēls tiek sliekšņots ar sliekšni 0.2. Melnbaltajam attēlam tiek pielietota attāluma transformācija (funkcija *bwdist()*). Šī funkcija katram pikselim piekārto vērtību, kas ir attālums starp šo pikseli un tuvāko nenulles pikseli. Transformācijas rezultāts attēlot Att. 6.4c, kur novērojams, ka apgabali, kas atrodas starp šķiedrām pārsvarā ir balti un būs labi kandidāti reljefa ūdensšķirtnēm. Šie apgabali ir marķieri, kurus izmantos Watershed algoritms segmentu robežu noteikšanai. Att. 6.4c attēlam tiek pielietota Watershed segmentācija, kas atgriež Att. 6.4d attēlā parādīto segmentāciju.



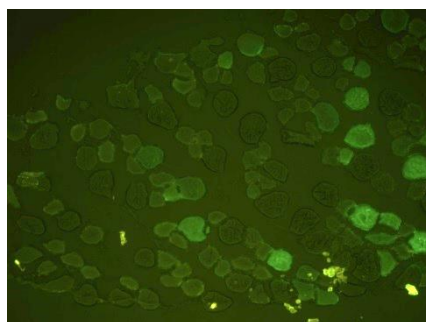
Att. 6.4. Muskuļa šķērsriezuma fragments a) ieejas attēls, b) morfoloģisko operāciju pielietošana, c) sliekšņošana un attālumu transformācija, d) Watershed rezultāts.

Apskatītajā piemērā lielākā daļa muskuļu šķiedru tika pareizi segmentēta. Tālākā šķiedru analīzē katrai šķiedrai tika aprēķināta fluorescences attēla (Att. 6.5a) pikseļu mediānas vērtība. Att. 6.5b attēlā parādīta šo mediānu histogramma visā muskuļa šķērsgriezumā.



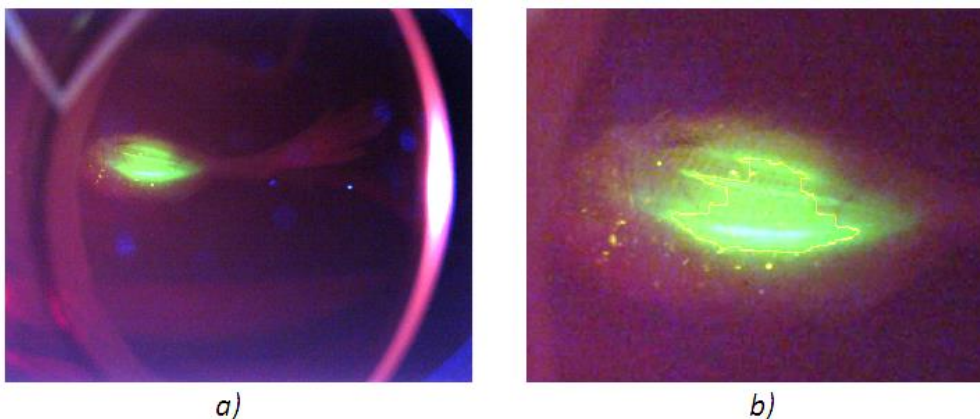
Att. 6.5. a) Šķiedru segmentācija; b) šķiedru intensitātes mediānu histogramma.

Izmantotā segmentēšanas metode ir derīga gadījumos, kad starp šķiedrām ir mazs attālums, tomēr, kā novērojams attēlā Att. 6.6, jaunā eksperimentā iegūtajos attēlos starp atsevišķām šķiedrām ir lieli tukši apgabali, un, piedāvātā segmentēšanas metode nav tieši pielietojama. Šo problēmu iespējams novērst citā attēlu iegūšanas protokola lietojums. Pretējā gadījumā būs jāstrādā pie citas šķiedru segmentācijas metodes izveides.



Att. 6.6. Jaunā eksperimentā iegūts muskuļa šķērsriezuma attēls.

Pārskata periodā tika iesākts darbs arī pie *in-vivo* RGB attēlu segmentācijas, lai tos varētu salīdzināt ar *ex-vivo* attēliem. Attēla piemērs parādīts Att. 6.7a. Bez interesējošā peles kājas apgabala attēlā novērojami arī lieki objekti ar lielu pikseļu intensitāti. Lai pirmajā tuvinājumā noteiktu interesējošā apgabala atrašanās vietu, tika iegūts attēls, kurā pārsvarā pozitīvi ir tikai tie pikseļi, kuros būtiski dominējoša ir zaļā krāsa. Attēls iegūts, atņemot RGB attēla sarkanās un zilās krāsas komponentes no zaļās. Iegūtajam attēlam ar Otsu metodi tika automātiski atrasts sliekšnis, kas atdalītu fonu no priekšplāna objektiem. Pēc sliekšņošanas, morfoloģiskās aizvēršanas un priekšplāna objektos iekļauto tukšumu aizpildīšanas, tika iegūtas attēlā Att. 6.7b attēlotās segmentēšanas robežas. Šādas robežas ļauj aptuveni noteikt interesējošā objekta atrašanās vietu un turpmāk nepieciešams izstrādāt precīzāku segmentēšanu, lai novērtētu cik liela daļa muskuļu šķiedru fluorescē. Perspektīvā segmentēšanas uzdevums tiks orientēts nevis uz iepriekš pieejamiem RGB attēliem, bet gan uz multispektrālajiem attēliem, kas jau šajā pārskata periodā iegūti ar projektā izstrādātās iekārtas palīdzību.



Att. 6.7. In-vivo attēls; a) pieejamais RGB attēls; b) segmentācijas rezultāts.

7. Publikāciju gatavošana konferencei SPIE Photonics Europe 2014

Konferencei „*SPIE Photonics Europe*” (apakškonferencei „*Biophotonics: Photonic Solutions for Better Health Care*”), kas notiks 14.-17. aprīlī Briselē, pieteikti un apstiprināti prezentēšanai divi referāti:

- 1) „Diffuse reflectance and fluorescence multispectral imaging system for assessment of skin” (Paper 9129-141)
Referātā tiks apkopoti rezultāti no pirmajiem pilotpētījuma veidojumiem, kas uzņemti remisijas un fluorescences attēlošanas režīmos. Tajā tiks aprakstīta jaunizveidotā multimodālā tehnoloģija, kā arī pirmo 50 veidojumu analīze.
- 2) „Implementation of laser speckle contrast analysis as connection kit for mobile phone for assessment of skin blood flow” (Paper 9129-142)
Referātā tiks sniegts ieskats lāzerspeklu attēlošanai, izmantojot mobilā telefona kameru. Tiks demonstrēti arī pirmie mērījumu rezultāti arteriālās oklūzijas testam, kā arī ādas veidojumu/bojājumu attēlošanai.

Referāti tiks prezentēti konferences stenda referātu (posteru) sesijā, kā arī tiks sagatavoti divi raksti konferences rakstu krājumam *Proceedings of SPIE*, kas būs atrodami SCOPUS datu bāzē.

Minēto referātu tēzes (iesniegtie kopsavilkumi) konferences darba valodā (angļu valodā) atrodamas pielikumos 2 un 3.

8. Multimodālas biomedicīnisku attēlu iegūšanas maketierīces laboratorijas pārbaudes

8.1. Pētījuma brīvprātīgā dalībnieka vizītes protokols

1. Pirms izmeklējuma veikšanas, katram brīvprātīgam pētījuma dalībniekam tiek lūgts parakstīt Pētījuma informētās piekrišanas veidlapu divos eksemplāros (viens eksemplārs paliek pētnieku arhīvā, otrs – pētījuma brīvprātīgajam dalībniekam).
2. Tiek veikta pētījuma brīvprātīgā dalībnieka anketēšana.
3. Ārsts-dermatologs veic visu ādas pigmentēto veidojumu apskati ar dermatoskopu *Dermlight*, personai atrodoties vertikālā stāvoklī. Pēc ārsta ieskatiem tiek izvēlēti 1-2 veidojumi, kuri tiek uzņemti ar dermatoskopu.

4. Izvēlētie ādas pigmentētie veidojumi tiek notīrīti ar spirtu (lai mazinātu ādas spīdumu) un attēlu reģistrācijas nolūkā, uz ādas tiek piestiprinātas nelielas papīra uzlīmes.
5. Izmantojot lineālu mērogam, tiek uzņemta interesējošo veidojumu makrofotogrāfija.
6. Izmantojot maketierīci, personai atrodoties guļus / sēdus stāvoklī, tiek uzņemti attēli atstarotās gaismas, fluorescences un lāzeru speklu režīmā.

Kopumā pētījuma brīvprātīgā dalībnieka vizītes ilgums ir 20 min. Vizītes ilgums mēģināts pieskaņot tam, kāds praktiski tiek atvēlēts pacientam klīnikā.

8.2. Izmantotie režīmi

Pētījuma dalībnieku ādas veidojumu attēli tika iegūti, izmantojot jaunizveidotās multimodālās biomedicīnas attēlu iegūšanas maketierīces pirmo versiju, kas sastāv no multispektrālās attēlošanas kameras *Nuance EX*, jaunizveidotā gaismas avota – diožu gredzena, difuzora, kas novietots priekšā diožu gredzenam, balta atstarošanas etalona, kā arī datora ar *Nuance* programmatūru.

Katram veidojumam tika veikti trīs mērījumi:

1. Remisijas spektrālā attēlošana. Šī mērījuma laikā tika ieslēgtas sekojošas gaismas avota diodes: baltās gaismas (*White*), 770 nm, 830 nm un 890 nm. Kameras objektīvs tika novietots aptuveni 10-15 cm attālumā no veidojuma, iestatot to iespējami paralēli attiecībā pret ādas virsmu, uz kuras atrodas veidojums. Tika iestatīts kameras fokusa attālums tā, lai attēls, ko uzreiz var redzēt *Nuance* datorprogrammā, būtu iespējami ass.

Nuance datorprogrammā tika iestatīti sekojoši parametri:

- *Brightfield* attēlošanas režīms;
- Viļņa garumu diapazons: 450 nm līdz 950 nm;
- Viļņa garumu izmaiņas solis: 10 nm;
- 1 x 1 pikseļu apvienošana (binning), kas nozīmē lielāko iespējamo izšķirtspēju;
- Ekspozīcijas laiks: pielāgots.

Pēc tam uz pētāmās ādas virsmas tika uzlikta balta papīra atstarošanas etalons. Sākumā tika atrasti atbilstošie ekspozīcijas laiki pie katra viļņa garuma, izmantojot *Nuance* datorprogrammas funkciju *Autoexposure cube*. Tālāk šie atrastie piemērotākie ekspozīcijas laiki tiek izmantoti pārējo attēlu iegūšanai. Nākamajā solī tika uzņemts atskaites attēlu masīvs (*Acquire reference*), izmantojot to pašu balta papīra etalonu. Šādā veidā tiek iegūts gaismas avota spektrs, kas automātiski tiek saglabāts datorprogrammā tālākai attēlu analīzei. Pēc tam etalons tiek noņemts, lai iegūtu veidojuma attēlu masīvu (*Acquire cube*). Attēlu masīvs automātiski tiek konvertēts optiskā blīvuma (OD) vērtībās, izmantojot iepriekš uzņemto atskaites attēlu masīvu.

2. Fluorescences spektrālā attēlošana. Šī mērījuma laikā tika ieslēgtas tikai 405 nm diodes, kuras ierosina ādas autofluorescenci. Kameras objektīva novietojums saglabājas tāds pats kā iepriekšējā mērījumā. Ja brīvprātīgais ir nedaudz pakustējies, tiek pārbaudīts, vai veidojums joprojām atrodas fokusa attālumā, kā arī vai veidojums nav ārpus kameras redzes lauka.

Nuance datorprogrammā tika iestatīti sekojoši parametri:

- *Fluorescence* attēlošanas režīms;
- Viļņa garumu diapazons: 450 nm līdz 950 nm;
- Viļņa garumu izmaiņas solis: 10 nm;
- 4 x 4 pikseļu apvienošana, kas nozīmē samazinātu izšķirtspēju, apvienojot 16 attēla pikseļus vienā pikselī;
- Ekspozīcijas laiks: 200 ms.

Šajā mērījumā tiek uzņemts tikai attēlu masīvs, izmantojot datorprogrammas funkciju *Acquire cube*. Šajā režīmā attēlu masīvs netiek pārvērsts optiskā blīvuma (OD) vērtībās, tiek uzņemts tikai ādas autofluorescences spektrs relatīvās intensitātes vienībās.

3. Lāzera speķu attēlošana. Šī mērījuma laikā kā gaismas avots tiek izmantots tikai sarkanās gaismas (660 nm) lāzera modulis. Kameras objektīva novietojums saglabājas tāds pats kā iepriekšējā mērījumā. Ja brīvprātīgais ir nedaudz pakustējies, tiek pārbaudīts, vai joprojām veidojums atrodas fokusa attālumā, kā arī vai veidojums nav ārpus kameras redzes lauka.

Nuance datorprogrammā tika iestatīti sekojoši parametri:

- *Brightfield* attēlošanas režīms;
- Viļņa garumu diapazons: 640 nm līdz 660 nm;
- Viļņa garumu izmaiņas solis: 10 nm;
- 1 x 1 pikseļu apvienošana, kas nozīmē lielāko iespējamo izšķirtspēju;
- Ekspozīcijas laiks: 5 ms.

Šajā mērījumā tiek uzņemts tikai attēlu masīvs, izmantojot datorprogrammas funkciju *Acquire cube*. Šajā režīmā attēlu masīvs netiek pārvērsts optiskā blīvuma (OD) vērtībās, tiek uzņemts tikai ādas spektrs relatīvās intensitātes vienībās.

8.3. Iegūto attēlu analīze

Attēlu analīzei izveidota programma *MatLab* vidē, kurā sākotnēji tiek veikta attēlu reģistrācija, lai novērstu cilvēka kustību radītos artefaktus mērījuma gaitā. Pēc tam no attēlu masīva tālākai analīzei tiek izgriezta tikai tā daļa, kurā redzams veidojums un neliels apgabals ap to (Att. 8.3.1).

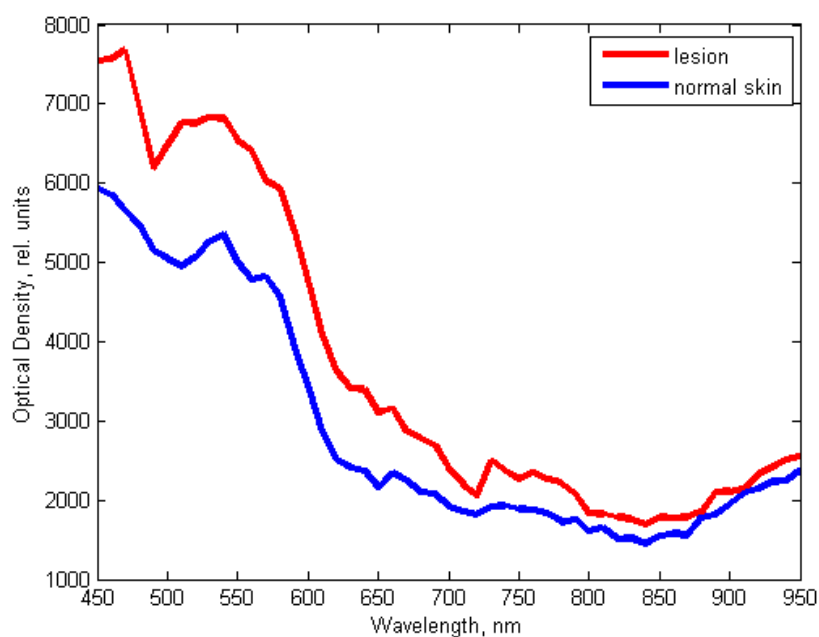


Att. 8.3.1. Veidojuma attēls, uzņemts ar Dino-Lite digitālo mikroskopu.

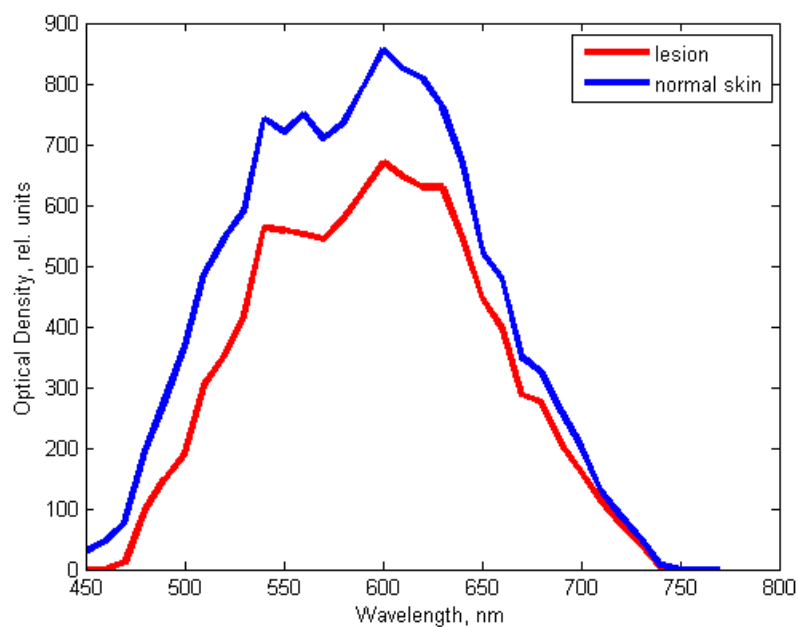
Multispektrālo attēlu masīvu bildes tiek analizētas, sākotnēji veicot veidojuma segmentāciju. Turpinājumā veidojuma apgabala katram pikselim tiek noteikts tā remisijas spektrs un aprēķināts vidējais spektrs visā segmentētajā veidojuma apgabalā. Tādā pašā veidā tiek aprēķināts arī vidējais spektrs normālās ādas apgabalā ap veidojumu. Abi spektri tiek salīdzināti (Att. 8.3.2).

Tāda paša veida analīze tiek veikta arī fluorescences režīma attēliem, salīdzinot veidojuma un normālās ādas fluorescences spektrus (Att. 8.3.3).

Šāda veida analīze tiks veikta visu veidojumu attēlu masīviem, un rezultāti un secinājumi tiks prezentēti konferencē „*SPIE Photonics Europe*” un apkopoti publikācijā *SPIE Proceedings*.



Att. 8.3.2. Vidējais ādas veidojuma (*lesion*) remisijas spektrs, salīdzināts ar vidējo normālas ādas remisijas spektru.



Att. 8.3.3. Vidējais ādas veidojuma fluorescences spektrs, salīdzināts ar vidējo normālas ādas fluorescences spektru.

8.4. Praktiskās pielietošanas jautājumi

Šī pārskata perioda laikā tika notestētas 50 personas. Pilotpētījuma mērķis ir izvērtēt maketierīces darbību, noteikt optimālos attēlu uzņemšanas režīmus un standartizēt pētījuma brīvprātīgo dalībnieku izmeklēšanas protokolu.

Pašlaik būtisks faktors ir aparatūras pielietošanas vienkāršība un izmeklēšanas procesa laukietilpība. Nākamā perioda laikā tiks veikta iegūto attēlu apstrāde un analīze, kas ļaus veikt metodes optimizāciju un novērst iespējamās metodoloģiskās nepilnības.

Pašreizējā etapā iespējamās nepilnības varētu būt saistītas ar izmeklējamās telpas temperatūras atšķirībām un izmeklējamās personas stāvokļa (vertikāls/horizontāls) definēšanu. Tā kā attēlu spektrālā analīzē liela loma tiek pievērsta tādu hromoforu detektēšanai kā oksihemoglobīns un deoksihemoglobīns, kuru koncentrācija ir atkarīga no asinsrites parametru izmaiņām, standartizēts izmeklējuma stāvoklis un kontrolēta telpas temperatūra varētu būt kritisks moments. Asinsrites parametru izmaiņu ietekmi uz oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna koncentrācijām iespējams būs nepieciešams izvērtēt pielietojot ortostatisko testu. Pašlaik pētāmo brīvprātīgo personu ortostatiskais stāvoklis netiek ņemts vērā, jo maketierīce ir salīdzinoši apjomīga un atkarībā no ādas pigmentētā veidojuma lokalizācijas vietas, tiek piemērots arī pētāmās personas stāvoklis – guļus / sēdus.

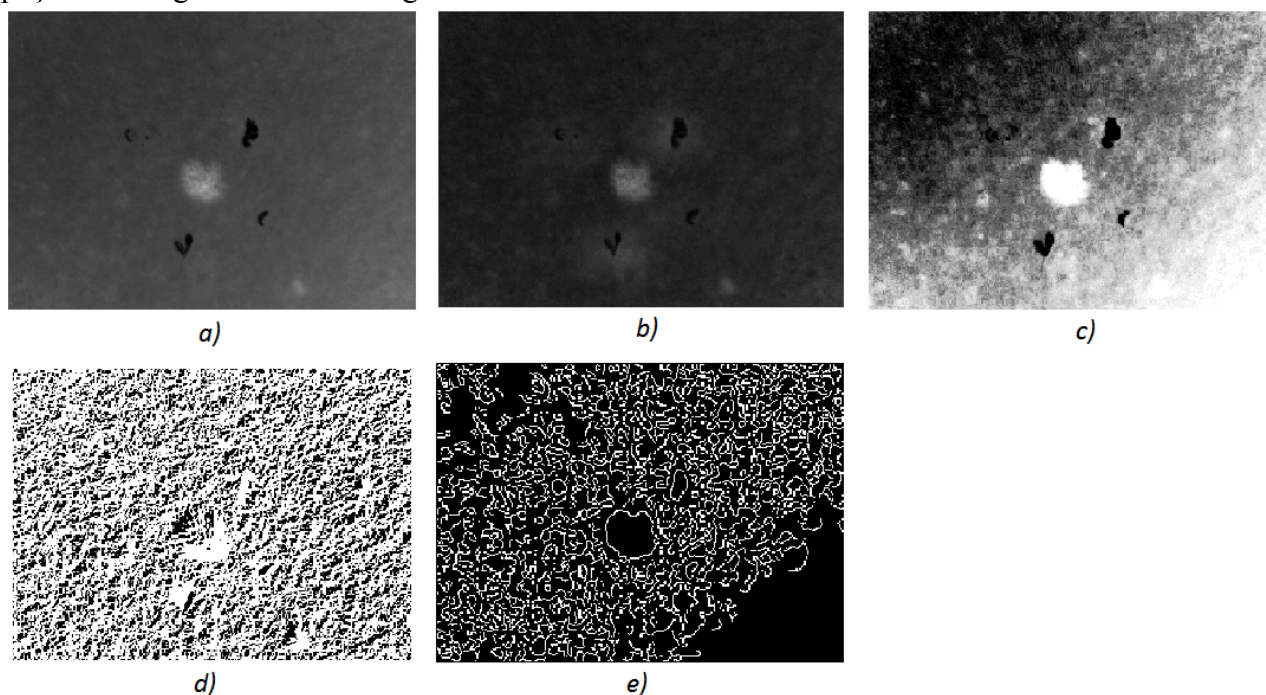
9. Ādas veidojumu multispektrālo attēlu priekšapstrāde

Pēc ādas multispektrālo attēlu iegūšanas un pirms pētāmā veidojuma klasificēšanas, jāveic attēlu priekšapstrāde. Dažādu viļņa garuma attēlu iegūšana ar multispektrālās kameras Nuance EX palīdzību notiek laikā secīgi, pārskalojot gaismas filtrus. Viena multispektrālā attēla iegūšana ar labāko telpisko izšķirtspēju var aizņemt vairāk nekā 30 sekundes. Šajā laikā var notikt ādas kustība, sevišķi pacienta elpošanas dēļ. Tādēļ dažādo viļņu garumu attēlos vienādas attēla koordinātes (x,y) var piederēt pikseliem, kas atbilst dažādiem reģioniem uz ādas. Lai korekti analizētu šādi iegūtus multispektrālus attēlus, jāveic to reģistrācija, kuras mērķis ir noteikt dažādos attēlos redzamos kopīgos ādas punktus un, transformējot kādu no attēliem, panākt, ka visu spektra joslu attēlos pikseļu koordinātes (x,y) atbilstu vienam un tam pašam punktam uz ādas.

No literatūras izpētes tika secināts, ka attēlu reģistrācijas jomā pastāv vairāki populāri algoritmi, kas atrod dažādos attēlos savstarpēji atbilstošus punktus. Bieži šādi punkti atrodami uz attēlos redzamo objektu stūriem. Dažādās raksturīgo punktu atklāšanas un aprakstīšanas metodes var atšķirties pēc tā, kādas attēla deformācijas joprojām ļauj atrast atbilstošos punktus dažādajos attēlos. Vienkāršākajos gadījumos šie punkti tiks noteikti kā vienādi, ja atšķirsies tikai to koordinātes. Elpošanas dēļ attēlā redzamais ādas apgabals var kļūt gan lielāks, gan arī var mainīties attēlā redzamo veidojumu leņķis. Tādēļ lielāka uzmanība tika pievērsta raksturīgo punktu atklāšanas un aprakstīšanas metodei SIFT (Scale-invariant feature transform), kas ļauj sapārot raksturīgos objektus arī tad, ja tie atšķiras pēc orientācijas un izmēra. Projekta mērķim tika izvēlēts lietot SURF (Speeded Up Robust Features) metodi, kas ļauj panākt līdzīgu rezultātu kā SIFT, bet ir jaunāka un ātrāka raksturīgo punktu atrašanas un aprakstīšanas metode.

Attēlu reģistrācija ar SURF metodi tika īstenota MATLAB vidē. Tika izveidota programma, kas ielasa 51 attēlu, veic to reģistrāciju, saglabā jaunā mapē apstrādātos attēlus, saglabā starp blakus attēliem atrastos atbilstošos raksturīgos punktus, kā arī atver video atskaņotāju, kas blakus parāda oriģinālos un reģistrētos attēlus vizuālai rezultāta novērtēšanai.

Sākotnējā reģistrēšanas koda versijā pirms SURF pielietošanas ieejas attēliem (Att. 9.1) netika veikta priekšapstrāde. Šādā gadījumā SURF metode neatrada pietiekami daudz atbilstošus punktus. Tika izmēģinātas dažādas priekšapstrādes pieejas, lai palielinātu atrasto punktu daudzumu. Att. 9.1 parādīti daži testētie priekšapstrādes paņēmieni. Testos secināts, ka multispektrālajiem ādas attēliem efektīvākā izrādījās histogrammas izlīdzināšana. Testējot reģistrēšanas algoritmu ar multispektrālajiem fluorescences attēliem tika secināts, ka šiem attēliem labākais priekšapstrādes paņēmiens ir gradientu attēla iegūšana.

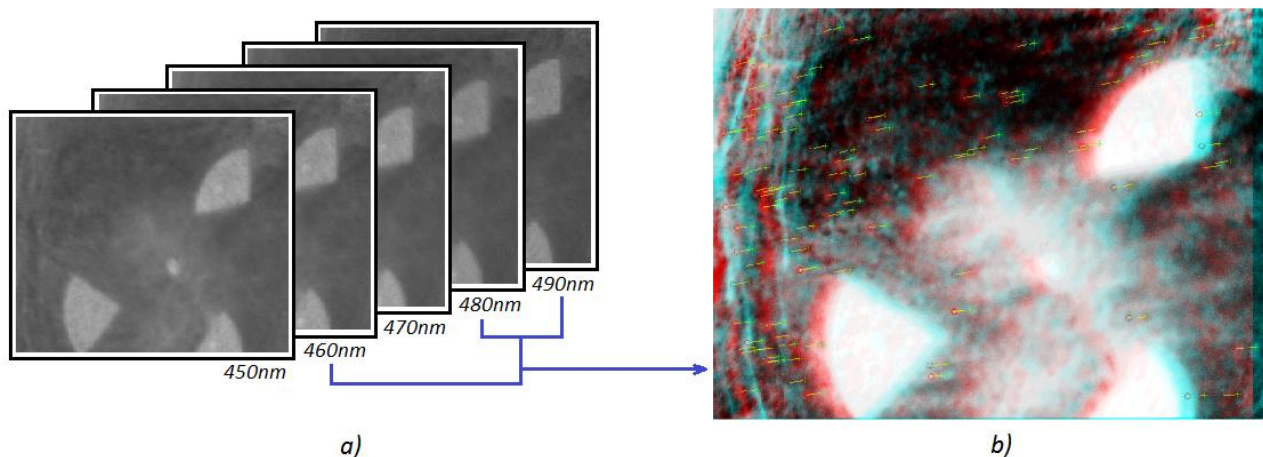


Att. 9.1. Attēlu priekšapstrādes varianti pirms raksturīgo punktu meklēšanas; a) ieejas attēls; b) adaptīva histogrammas izlīdzināšana; c) histogrammas izlīdzināšana; d) gradienta atrašana x un y virzienā; e) robežu atrašana attēlā.

Lai reģistrētu visus spektra attēlus (no 450nm – 950nm), vispirms 450nm attēls tika salīdzināts ar 460nm attēlu. Atrodot atbilstošu punktu pārus starp šiem attēliem, tika atrasta transformācijas matrica. Ar šo matricu otrais attēls tika transformēts, lai tas atbilstu 450nm attēlam. Matricas ieguve un pielietošana tiek veikta ar Matlab funkcijām *estimateGeometricTransform()* un *imwarp()*. Reģistrētais attēls tālāk tika salīdzināts ar 470nm attēlu un šādā veidā secīgi attēli tika salīdzināti līdz pat pēdējam (950nm) attēlam. Šāda secīga salīdzināšana testos izrādījās nederīga, jo kļūdas, kas rodas reģistrācijas procesā, uzkrājas. Ja, piemēram, 500nm attēls tiek nepareizi reģistrēts attiecībā pret 490nm attēlu, tad šī transformācijas kļūda saglabājas līdz pat 950nm attēlam, ja vien līdz tam nenotiek līdzīga kļūda pretējā virzienā. Tādēļ tika izmēģināts variants, kad visi attēli tika reģistrēti pret pirmo 450nm attēlu. Šis piegājiens deva sliktu rezultātu, jo attēli garākos gaismas viļņos pietiekami atšķiras no 450nm attēla un starp attēliem netiek atrasti kopīgi raksturīgi punkti.

Piedāvātais risinājums visu attēlu reģistrācijai ir salīdzināt gan sekojošus (pēc gaismas viļņu garumiem blakus esošus) attēlus, gan salīdzināt šobrīd reģistrējamo attēlu ar kādu tālāku, pirms *d* soļiem reģistrētu attēlu. Piemēram, Att. 9.2 tiek reģistrēts 490nm attēls. Tas tiek salīdzināts gan ar jau reģistrēto 480nm, gan ar 460nm attēlu (šajā piemērā $d=3$). Att. 9.2b ar dažādām krāsām parādīti divi sekojoši uz vienām koordinātēm uzzīmēti attēli (480 un 490nm). Krāsu nesakritība parāda, ka nepieciešama reģistrācija. Sarkani riņķi un zaļi krustiņi parāda atrastos atbilstošos punktus abos attēlos; dzeltenās līnijas, kas šos punktus savieno, parāda, kā attēli viens pret otru ir nobīdīti. Vēl viena attēla (460nm) izmantošana reģistrācijā īstenota tādējādi, ka papildus Att. 9.2b attēlotajiem punktu pāriem, tiek atrasti un tajos pašos sakrītošo punktu vektoros saglabāti arī punkti no

salīdzināšanas ar papildus attēlu. Nepieciešamā transformācija 490nm attēlam tiek rēķināta, ņemot vērā visus šos punktus.



Att. 9.2. a) Pieci spektrā secīgi ādas attēli; b) starp attēliem atrastie atbilstošie raksturīgie punkti

Fluorescences attēlu reģistrācija notiek, sākot ar 450nm attēlu, līdz tam attēlam, kurā vēl var atrast raksturīgos punktus, jo attēlos ar viļņu garumiem virs 750nm praktiski nekas nav redzams. Reģistrācijas algoritms tika testēts uz dažāda izmēra attēliem, secinot, ka lielākos attēlos biežāk tiek atrasts vairāk raksturīgo punktu.

Tāpat algoritms sekmīgi testēts uz multispektrālajiem peļu ādas attēliem. Šajos attēlos gan reģistrācija visbiežāk nav nepieciešama.

Tālākajos projekta pārskata periodos plānots strādāt pie multispektrālo attēlu segmentēšanas, atšķirot ādas pikseļus no interesējošā veidojuma pikseļiem.

10. Lāzerspeklu attēlošana ar mobilā telefona kameru

Ādas apasiņotības (asins plūsmas jeb perfūzijas) novērtēšanā parasti izmanto lāzera Doplera perfūzijas attēlošanu (LDPI – Laser Doppler Perfusion Imaging) [19]. Standarta LDPI mērierīces attēlu veidošanas pamatā ir punkta skenēšana, kur perfūzijas karšu iegūšanai nepieciešamas pat vairākas minūtes. Jaunākās paaudzes LDPI ierīces piedāvā pilnas perfūzijas kartes iegūšanu reālā laikā [20, 21], tomēr šādam risinājumam nepieciešama ātrdarbīga kamera un jaudīgs vadības un datu apstrādes procesors.

Lāzerspeklu attēlošana (LASCA – Laser Speckle Contrast Analysis) ir alternatīvs risinājums ādas asins plūsmas kartēšanai reālā laikā [19, 22-24]. LASCA ierīces tehnoloģija ir vienkāršāka un lētāka, salīdzinot ar LDPI, bet galvenā priekšrocība ir iespēja veikt pilna lauka ādas perfūzijas monitoringu.

Pie lāzerspeklu attēlošana pielietojuma piemēriem var minēt portvīna traipu terapijas monitoringu [25], kā arī apdeguma radītu rētu novērtēšanu [26].

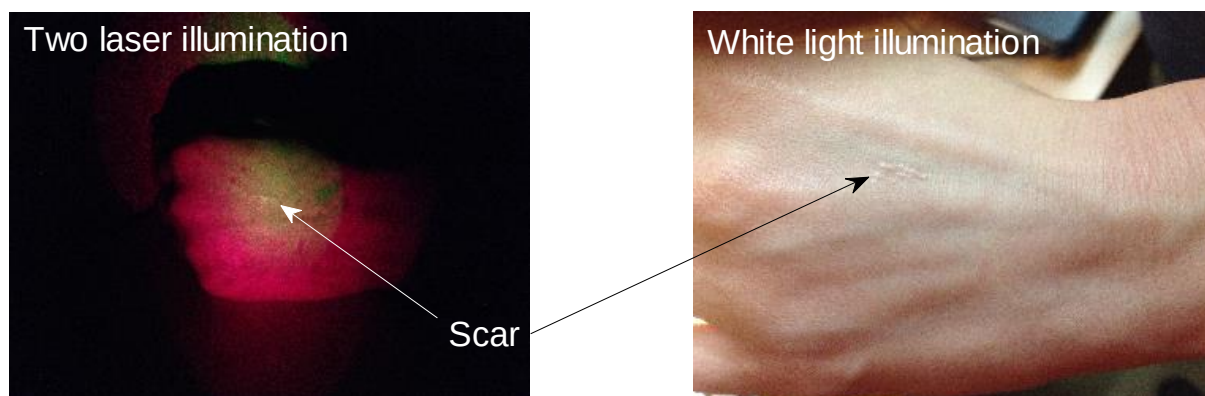
LASCA tehnoloģija ir īstenota arī vairākos komerciālos produktos, no kuriem populārākie ir *Laser Speckle Imager* no *Moor Instruments Ltd* [27] un *PeriCam PSI System* no *Perimed AB* [28]. Tomēr

joprojām šīs sistēmas ir pārāk dārgas un neērtas ikdienas lietošanai klīnikā, portatīvi un vienkārši risinājumi tiek pētīti un piedāvāti [29-31].

Pirmie testa mērījumi lāzerspeklu attēlošanai, izmantojot mobilā telefona kameru tika veikti 2012. gadā un prezentēti konferencē „*SPIE Medical Imaging 2013*” [29]. Turpinot šo pētījuma tēmu, tika padziļināti pētīta lāzerspeklu attēlošanas iespēja ar mobilā telefona kameru.

Mērījumu maketierīce sastāvēja no mobilā telefona attēlu iegūšanai, kā arī lāzera moduļiem un optikas elementiem pētāmā objekta apgaismošanai. Attēlu iegūšanai tika izvēlēti un testēti divi pieejami telefona modeļi – Motorola Moto G un iPhone 4S. Ādas virsmas apgaismošanai tika izmantoti divu viļņa garumu lāzera moduļi - 532 nm (mod.DD532-10-5) un 650 nm (mod.DB650-12-3(5)) ar starojuma jaudu 10-15 mW [32]. Stara izvēršana tika veikta ar optiskām lēcām, bet starojuma intensitāšu salāgošana- ar optiskiem filtriem, kas novietoti lāzeru priekšā. Iegūstamais fotoattēls divu lāzeru apgaismojumā parādīts 12.1. attēlā, salīdzināts ar baltā gaismā iegūstamo fotoattēlu. Abos attēlos redzama rēta uz rokas ādas, ko veido saistaudi, un kur vajadzētu novērot atšķirīgu (pazeminātu) apasiņotību no normālas ādas. Jāmin, ka lāzeru apgaismojuma nodrošināšanā problēma ir viendabīguma panākšana, to var novērot

Att. 10.1.



Att. 10.1. iPhone 4S fotokameras uzņemts attēls divu lāzeru apgaismojumā (pa kreisi) un baltā gaismā (pa labi); abos attēlos redzama rēta uz rokas ādas.

Minētais objekts (rokas āda) tiks pētīts gan miera stāvoklī, gan arī arteriālās oklūzijas laikā, ar aproci ($p = 200$ mmHg) noslēdzot asinsriti rokā ~ 1 min. Šādā testa mērījumā iespējams mākslīgi ietekmēt un novērot asins plūsmas izmaiņas. Arteriālās oklūzijas laikā asins plūsma ir apstādināta, kā arī notiek esošā skābekļa patērēšana – samazinās oksihemoglobīna, bet palielinās oksihemoglobīna koncentrācija asinīs. Turpretī pēc oklūzijas noņemšanas novērojama pretējā aina – asins plūsmas strauja atjaunošanās iepriekšējā līmenī ar īslaicīgu pārsātinājumu, kā arī oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna koncentrāciju normalizēšanās.

Pirmajos testa mērījumos tika konstatēts, ka ar Motorola Moto G nav iespējams iegūt pietiekami labas kvalitātes lāzerspeklu attēlus – kamerai nav iespējams atslēgt autokorekcijas iestatījumus, kas traucē attēlu uzņemšanā. Problēmas risināšanai nelīdzēja arī citu par brīvu pieejamo kameras vadības programmu izmantošana. Turpretī ar iPhone 4S kameru bija iespējams iegūt apmierinošas kvalitātes bildes un video. Telefona kameras gadījumā svarīgi, lai tā neizmantotu vai izmantotu minimāli autoiestatījumus, ko parasti pilnībā atslēgt nav iespējams. Tomēr piemeklējot vai arī izveidojot atbilstošu kameras vadības programmu, būtu iespējams izmantot arī citu modeļu telefonus, piem., jau minēto Motorola Moto G.

LASCA pamatā ir lāzera starojuma radītās interferences ainas analīze. Apgaismojot ādas virsmu ar lāzera starojumu, interferences dēļ tiek novērots graudainums jeb spekli, kas ir intensitātes maksimumi. Nekustīgiem objektiem šie spekli ir labi izteikti, bet kustīgiem objektiem saplūst, samazinot kontrastu. Asins ķermenīši ir kustīgās daļiņas ādā. Ādas apasiņotību raksturo asins plūsma (BF – Blood Flow), ka ir apgriezti proporcionāla speklu kontrastam (SC – Speckle Contrast) [19]:

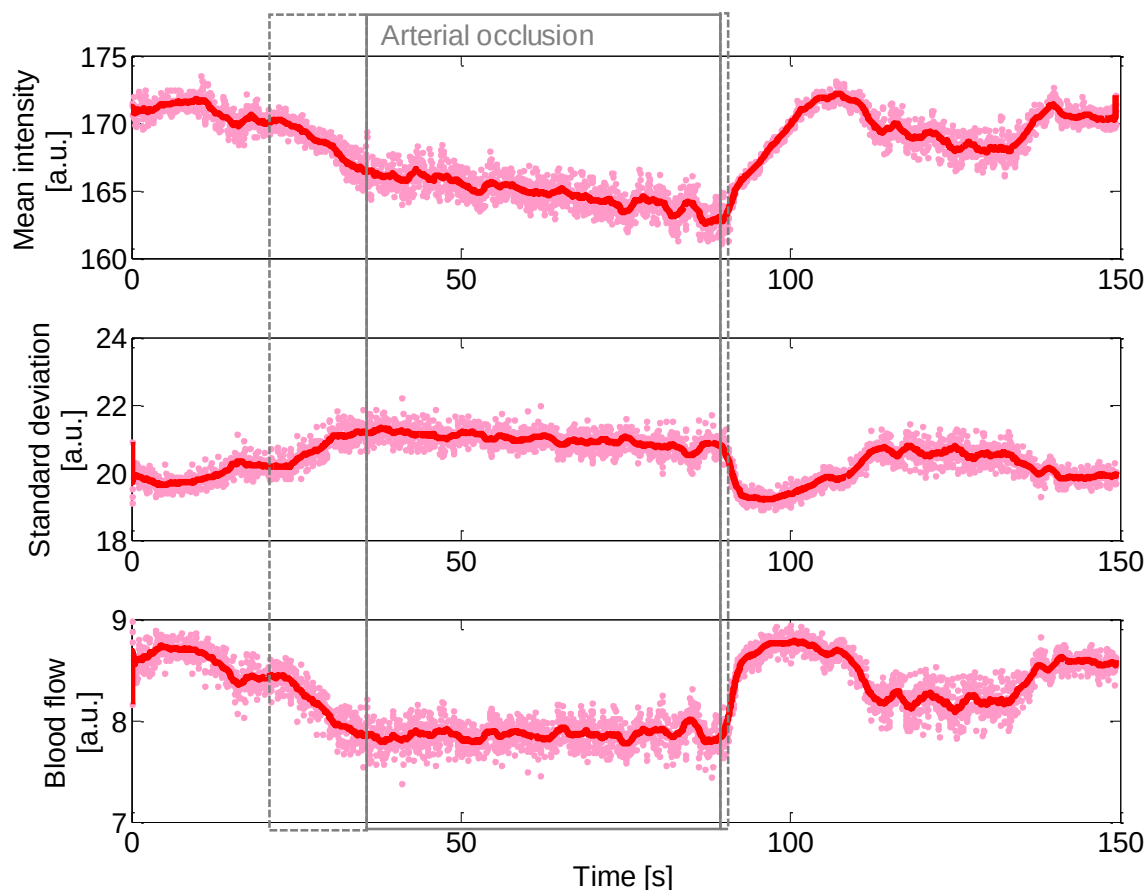
$$BF = \frac{1}{SC}.$$

Speklu kontrasts SC kādā interešu reģionā var tikt izteikts kā signāla standartnovirzes un vidējās vērtības attiecība, tas mainās robežās no 0 līdz 1 [19]:

$$SC = \frac{\text{std}}{I_{\text{mean}}}.$$

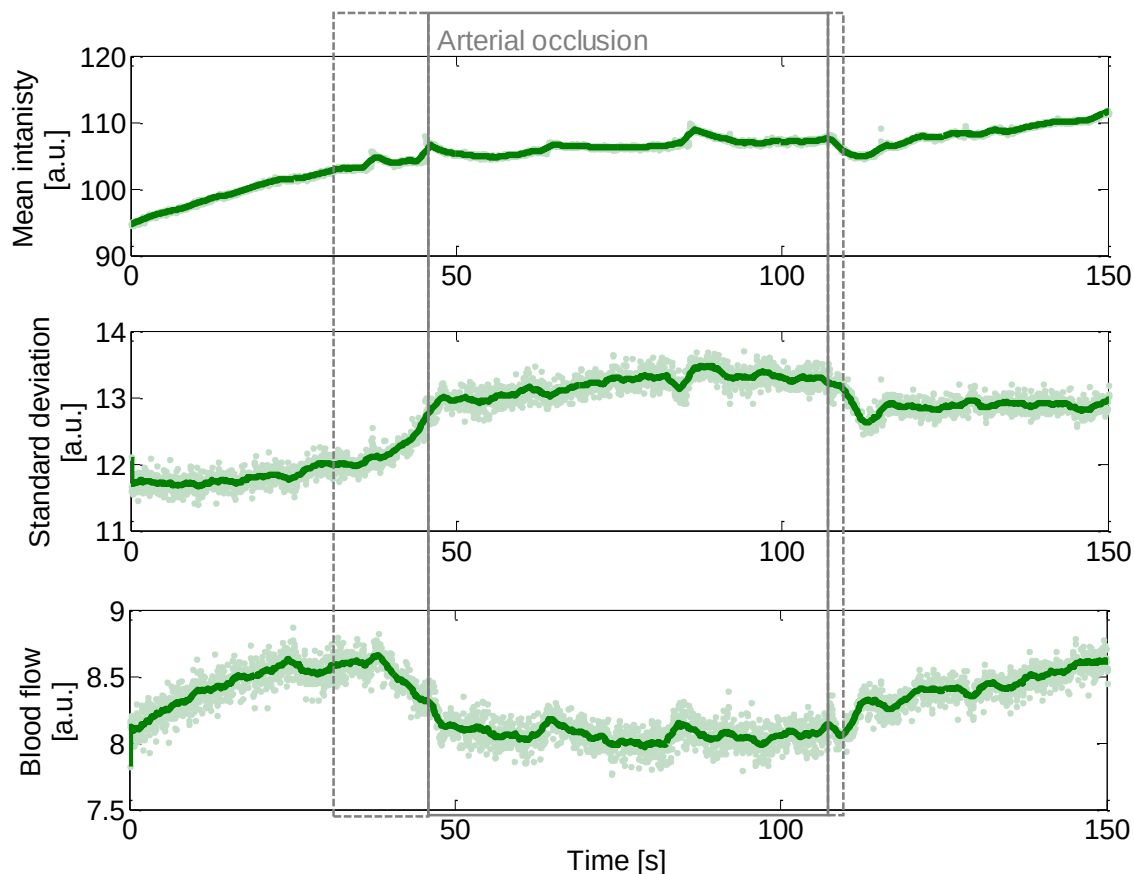
Asins plūsmas izmaiņu novēšanai laikā jeb monitoringam tiek izvēlēts 100x100 pikseļu vai lielāks interešu reģions. Bet asins plūsmas kartējuma iegūšanai tiek izmantota 10x10 vai lielāka pikseļu loga skenēšana. Jo lielāks logs tiek izvēlēts, jo zemākas izšķirtspējas attēls tiek iegūts – asins plūsmas kartējuma izšķirtspēja samazinās proporcionāli skenējamā loga pikseļu skaitam. Tomēr lielāka loga izvēle ļauj iegūt labāku speklu kontrasta signālu.

Arteriālā oklūzija tika novērota pie katra lāzera apgaismojuma atsevišķi, kā arī pie divu lāzeru apgaismojuma. Att. 10.2 redzama vidējās intensitātes, intensitātes standartnovirzes un asins plūsmas dinamika laikā 650 nm lāzera apgaismojumā R kanālā izvēlētam interešu reģionam. Vidējās intensitātes signāls oklūzijas laikā samazinās, bet pēc oklūzijas noņemšanas palielinās, pie 650 nm deoksihemoglobīna absorbcija ir ~10 reizes stiprāka salīdzinājumā ar oksihemoglobīna [33] – deoksihemoglobīna koncentrācija pārsvarā nosaka intensitātes signāla izmaiņas. Intensitātes standartnovirzes līknei raksturīga pretēja aina – signāla jeb speklu kontrasta palielināšanās oklūzijas laikā, jo asinsrite ir apstādināta, kā arī signāla samazināšanās pēc oklūzijas atlaišanas, kad asins plūsma ir spēcīgāka un izteiktāka. Rezultātā novērojama gaidītā asins plūsmas dinamika samazinātām signāla vērtībām oklūzijas laikā, kā arī pārsātinājumu pēc oklūzijas noņemšanas.



Att. 10.2. Arteriālās oklūzijas tests 650 nm lāzera apgaismojumā: vidējās intensitātes, intensitātes standartnovirzes un asins plūsmas dinamika laikā R kanālā izvēlētam interešu reģionam.

Līdzīgs, bet neizteiktāks un trokšņaināks rezultāts tika novērots 532 nm lāzera apgaismojumā. Att. 10.3 redzama vidējās intensitātes, intensitātes standartnovirzes un asins plūsmas dinamika laikā G kanālā izvēlētam interešu reģionam. Tā kā pie 532 nm oksihemoglobīna un deoksihemoglobīna absorbcija ir līdzīga [33], lai gan mazliet dominē oksihemoglobīns, tad vidējās intensitātes līknes izmaiņas netika sagaidītas oklūzijas laikā, tomēr novērojams signāla kritums pēc oklūzijas asins pārsātinājuma dēļ. Jāmin, ka 532 nm apgaismojumā kameras darbība nebija tik stabila, kā izmantojot 650 nm lāzera apgaismojumu – bija vērojama kameras autoadaptācija, kas radīja artefaktus (pīkus, pārlecienus) signālā. Intensitātes standartnovirzes signāla profils atbilda sagaidāmajam, bija līdzīgs iepieš aprakstītajam profilam 650 nm apgaismojumā. Līdzīgi arī asins plūsmas signālā – kritums oklūzijas laikā, atjaunošanās pēc oklūzijas. Tomēr signāla izmaiņas nebija tik izteiktas kā sarkanā lāzera apgaismojumā. Tas izskaidrojams gan ar dažādu gaismas iespiešanās dziļumu ādā (650 nm iespiežas dziļāk un aptver lielāku ādas tilpumu, nekā 532 nm), kā arī dažādo jutību pret oksi- un deoksihemoglobīnu.

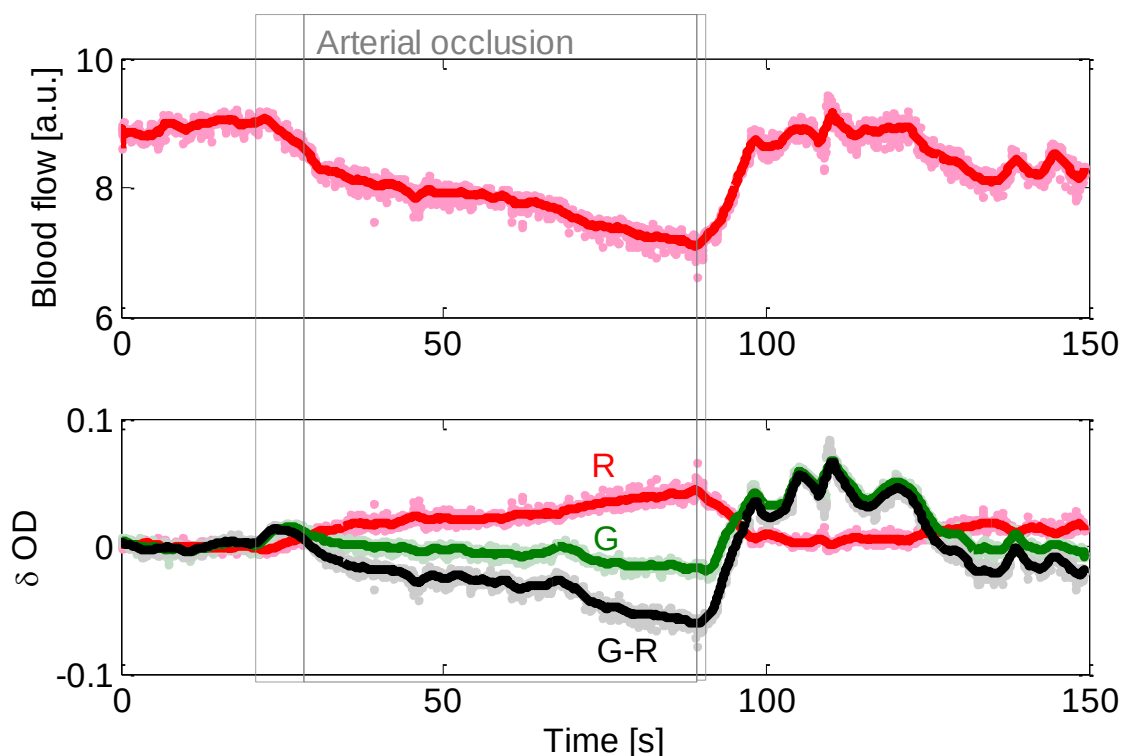


Att. 10.3. Arteriālās oklūzijas tests 532 nm lāzera apgaismojumā: vidējās intensitātes, intensitātes standartnovirzes un asins plūsmas dinamika laikā G kanālā izvēlētam interešu reģionam.

Divu lāzeru (532 un 650 nm) apgaismojuma izmantošanā R kanāls tika izvēlēts ādas asins plūsmas novērtēšanai (skatīt Att. 10.4), bet optiskā blīvuma izmaiņu dOD novērtēšana dažādos kanālos tika izmantota dažādu hemoglobīna paveidu izmaiņas atainošanai laikā. dOD tika aprēķināts pēc Bēra-Lamberta likuma:

$$dOD(t) = -\log(I(t)/I_{ref})$$

kur $I(t)$ ir signāla intensitāte kādā laika intervālā t , bet I_{ref} - references signāls, kas aprēķināts kā vidējā intensitātes signāla intensitāte normālā ādas stāvoklī pirms arteriālās oklūzijas veikšanas (mērījuma pirmās 20 sekundes). No mērījuma rezultātiem redzams, ka dOD(R) labi korelē ar deoksihemoglobīna koncentrācijas izmaiņām, bet dOD(G)-dOD(R) ar oksihemoglobīna izmaiņām.



Att. 10.4. Arteriālās oklūzijas tests divu lāzeru (532 nm un 650 nm) apgaismojumā: asins plūsmas dinamika laikā R kanālā un dOD izmaiņas dažādos kanālos izvēlētam interešu reģionam.

Lāzerspeklu attēlošanas demonstrēšanai tika izvēlēts interešu reģions no Att. 10.1– rēta uz rokas ādas. Interešu reģiona lāzerspeklu attēls redzams Att. 10.5, tur attēlotas arī aprēķinātās parametru kartes loga izmēram 20x20 pikseļi: vidējās intensitātes attēls; intensitātes standartnovirzes kartējums un asins plūsmas kartējums visiem trim RGB kanāliem. Vidējās intensitātes kartē var novērtēt asuma jeb izšķirtspējas zudumu, apvienojot 20x20 pikseļus, tomēr rēta joprojām ir manāma kā gaišāks apgabals ar augstāku atstaroto intensitāti, jo to veido saistaudi, nav asinsvadu. Arī standartnovirzes kartējumā šis apgabals iekrāsojas gaišāks (ar augstākām vērtībām) visos krāsu kanālos, bet asins plūsmas kartējumā tas parādās kā tumšs apgabals ar zemāku apasiņotību.

Minētie attēli ir izveidoti no parametru kartēm visos RGB kanālos, demonstrējot alternatīvu veidu rezultāta prezentēšanai, izmantojot pseidokrāsu parametru RGB kartes. Rezultāti rāda, ka lāzera moduļi apvienojumā ar mobilo telefonu ir izmantojami lāzerspeklu attēlošanai, tātad īstenojami vienkāršā un sabiedrībai pieejamā risinājumā.

Turpmākajos pētījumus jāvērtē uzlabot lāzera apgaismojuma viendabīgumu, kā arī veikt lāzera intensitātes korekciju. Nepieciešams arī pārbaudīt citas kameras vadības programmas vai arī rast risinājumu autoiestatījumu atslēgšanai. Minēto tehnoloģiju jācenšas īstenot kā telefonam piestiprināmu moduli.

Minētie rezultāti tiks prezentēti konferencē „*SPIE Photonics Europe 2014*”, kā arī apkopoti rakstā *SPIE Proceedings*.

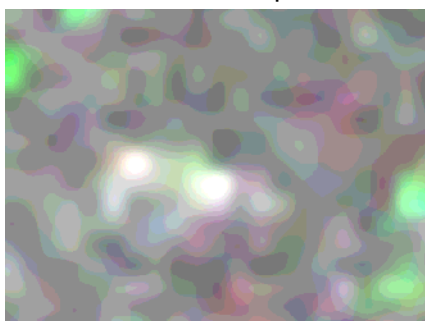
Speckle image



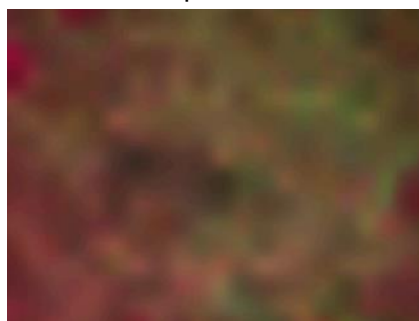
Mean intensity map



Standart deviation map



Blood flow map



Att. 10.5. Rēta uz rokas ādas: lāzerspeklu attēls (speckle image), attiecīgā vidējās intensitātes (mean intensity map), intensitātes standartnovirzes (standard deviation map) un asins plūsmas karte (blood flow map) visos RGB kanālos, izmantojot 20x20 pikseļu logu attēla iegūšanai.

11. Klīnikā iegūto dermatoloģisko attēlu eksports un analīze

Pārskata periodā izpētītas iespējas eksportēt izmeklējumu datus no Lāzerplastikas klīnikā izmantotās dermatoskopijas sistēmas MoleMax un veikt to apstrādi MATLAB vidē. Izstrādāta programma, kas pacientu datus un izmeklējumus iegūtos attēlus nolasa ar MATLAB līdzekļiem, anonimizē un sakārto formātā, kādā tie izmantojami statistisku novērtējumu aprēķinam. Ādas veidojumu attēli tiek sasaistīti ar histoloģisko izmeklējumu datiem, lai to analīzes rezultātus varētu pārbaudīt, balstoties uz medicīniskām diagnozēm. Izstrādātā programmatūra ļauj izmantot projekta vajadzībām datus un attēlus, kas iegūti arī citās klīnikās, kurās izmanto MoleMax aparatūru.

12. Secinājumi

Pārskata periodā veiktā darba rezultātā izdarīti šādi secinājumi, kas ietekmē nākošo periodu darba saturu:

- Hromoforu koncentrācijas karšu veidošana ādai, kas balstīta uz optiskā blīvuma multispektrālo attēlu apstrādi, kā arī uz 3 galveno hromoforu un fona komponentes aditīvu modeli, ir neprecīza specifisku ādas veidojumu apgabalos. Nepieciešams šo modeli pilnveidot, izmantojot informāciju par gaismas iespiešanās dziļumu ādā.
- Hromoforu kartēšanu būtiski uzlabo attēla ietvaros izlīdzinātas fona komponentes atņemšana no optiskā blīvuma multispektrālā attēla, un turpinot analīzi, balstoties uz 3 galveno hromoforu modeli.
- Tehniski vienkāršāku un līdz ar to plašāk izmantojamu aparatūru ādas veidojumu analīzei, iespējams, var radīt, analizējot mazāku spektrālo joslu skaitu. Ir perspektīvi meklēt šādas iespējas, analizējot ādas veidojumu optiskā blīvuma multispektrālos attēlus, kuriem atņemta fona komponente.
- Izmantojot pētnieku grupā iesaistītā Lietuvas zinātnieka Mindaugas Tamošiūnas pieredzi, jāpēta iespējas izmantot in-vivo attēlu apstrādi elektroporozes efektivitātes novērtēšanai.
- Jāturpina perspektīvu biomedicīnisku problēmu meklējumi, kuras var risināt, balstoties uz in-vivo iegūto attēlu apstrādi.
- Balstoties uz laboratorijas apstākļos ar jaunizstrādātās maketierīces palīdzību iegūto attēlu izmantošanu, jāturpina šādu attēlu apstrādes algoritmu izstrāde, pakāpeniski veidojot programmatūras bibliotēku, kas satur komponentes dažādu biomedicīnisku uzdevumu risināšanai.

13. Literatūras saraksts

1. M. A. Ilias, E. Haggblad, and C. Anderson, Visible, hyperspectral imaging evaluating the cutaneous response to ultraviolet radioation. Proc. SPIE, Vol. 6441, 644103 (2007).
2. D.Jakovels, J.Spigulis. 2-D mapping of skin chromophores in the spectral range 500–700 nm. Journal of Biophotonics, No.3, pp.125-129, 2010.
3. Ф. П. Васильев. Численные методы решения экстремальных задач, М, “Наука” 1980, Глава 5.
4. Исследование операций. Методологические основы и математические методы. “МИР” М, 1981, Ч. 2, Гл. 6 (Handbook of Operations Research, Foundations and Fundamentals, 1978).
5. Eknayan G. 2006. A history of obesity, or how what was good became ugly and then bad. – Advances in Chronic Kidney Disease, 13 (4): 421–427.
6. Flegal K.M., Carroll M.D., Kit B.K., Ogden C.L. 2012. Prevalence of obesity and trends in the distribution of body mass index among US adults, 1999–2010. – The Journal of the American Medical Association, 307 (5): 491–497.
7. Monteiro R., Azevedo I. 2010. Chronic inflammation in obesity and the metabolic syndrome. – Mediators of Inflammation, 2010 (2010): Article ID 289645.
8. Van Greevenbroek M.M.J, Schalkwijk C.G., Stehouwer C.D.A. 2013. Obesity – associated low-grade inflammation in type 2 diabetes mellitus: causes and consequences. – The Netherlands Journal of Medicine, 71 (4): 174–187.
9. Misra A., Khurana L. 2008. Obesity and the metabolic syndrome in developing countries. – The Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism, 93 (11): S9–S30.
10. Vague J. 1947. La différenciation sexuelle, facteur determinant des formes de l’obésité. – Presse Med, 30: 339–340.
11. Wajchenberg B.L. 2000. Subcutaneous and visceral adipose tissue: their relation to the metabolic syndrome. – Endocrine Reviews, 21 (6): 697–738.
12. Brevetti G, Schiano V, Chiariello M, Endothelial dysfunction: A key to the pathophysiology and natural history of peripheral arterial disease? Atherosclerosis, 2008, no 197, 1 – 11.
13. Caballero A.E. Endothelial dysfunction in obesity and insulin resistance: a road to diabetes and heart disease. Obes.Res. 11:1278-1289
14. Escandon JC, Cipolla M, Diabetes and Endothelial Dysfunction: A Clinical Perspective. Endocrine Reviews, 2001, no 22(1), 36 – 52.
15. Kellog D. L., Liu Y., Koshiba I. F., O'Donnell D. Role of nitric oxide in the vascular effects of local warming of the skin in humans. J Appl Physiol., 1999 ;86(4):1185-90.
16. Lekakis J., Abraham P., Balbarini A., Blann A., Boulanger C.M., Cockcroft J., Cosentino F., Deanfield J., Gallino A., Ikonomidis I., Kremastinos D., Landmesser U., Protogerou A., Stefanadis C., Tousoulis D., Vassalli G., Vink H., Werner N., Wilkinson I., Vlachopoulos C. Methods for evaluating endothelial function: a position statement from the European Society of Cardiology Working Group on Peripheral Circulation. European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation, 2011, 1 – 15.
17. Ravussin E., Galgani J.E. 2011. The implication of brown adipose tissue for human. – Annual Review of Nutrition, 31: 33–47.
18. Interneta vietne “Natural Phenomena Simulation Group. University of Waterloo” - <http://www.npsg.uwaterloo.ca/data/blood.php>.

19. J. D. Briers. Laser Doppler, speckle and related techniques for blood perfusion mapping and imaging. *Physiol. Meas.* 22(4), R35-66, 2001.
20. M. Draijer, E. Hondebrink, T. van Leeuwen, W. Steenbergen. Twente Optical Perfusion Camera: system overview and performance for video rate laser Doppler perfusion imaging. *Opt. Express* 17(5), 3211-3225, 2009.
21. M. Leutenegger, E. Martin-Williams, P. Harbi, et al. Real-time full field laser Doppler imaging. *Biomed. Opt. Express* 2(6), 1470-1477, 2011.
22. J.D. Briers. Laser speckle contrast imaging for measuring blood flow. *Opt. Appl.* 37 (1-2), 139-152, 2007.
23. D.A. Boas. Laser speckle contrast imaging in biomedical optics. *J. Biomed. Opt.* 15(1), 011109, 2010.
24. M. Draijer, E. Hondebrink, T. Leeuwen, W. Steenbergen. Review of laser speckle contrast techniques for visualizing tissue perfusion. *Lasers Med. Sci.* 24(4), 639–651, 2009.
25. Y.C. Huang, T.L. Ringold, J.S. Nelson, B. Choi. Noninvasive blood flow imaging for real-time feedback during laser therapy of port wine stain birthmarks. *Lasers Surg. Med.* 40(3), 167-173, 2008.
26. J. Qin, R. Reif, Z. Zhi, et al. Hemodynamic and morphological vasculature response to a burn monitored using a combined dual-wavelength laser speckle and optical microangiography imaging system. *Biomed. Opt. Express* 3(3), 455-466, 2012.
27. J. O'Doherty, P. McNamara, N. T. Clancy. Comparison of instruments for investigation of microcirculatory blood flow and red blood cell concentration. *J. Biomed. Opt.* 14(3), 034025, 2009.
28. A. Humeau-Heurtiera, G. Maheb, S. Durandc, P. Abrahamb. Skin perfusion evaluation between laser speckle contrast imaging and laser Doppler flowmetry. *Opt. Commun.* 291, 482-487, 2013.
29. D.Jakovels, U.Rubins, J.Spigulis. LASCA and PPG imaging for non-contact assessment of skin blood supply. *Proceedings of SPIE* 8668, 866849, 2013.
30. A. Steimers, M. Gramer, M. Takagaki, et al. Simultaneous Imaging of Cortical Blood Flow and Haemoglobin Concentration with LASCA and RGB Reflectometry. *Adv Exp Med Biol.* 789, 427-433, 2013.
31. Y. Aizu, T. Hirata, T. Maeda, et al. Simultaneous imaging of blood flow and hemoglobin concentration change in skin tissue using NIR speckle patterns. *Proc. SPIE* 7371, 73711D, 2009.
32. J.Spigulis, D.Jakovels, L.Elste. Towards single snapshot multispectral skin assessment. *Proceedings of SPIE* 8216, 82160L, 2012.
33. Interneta vietne "Oregon Medical Laser Center – Optical Absorption of Hemoglobin"-
<http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/index.html>

1.pielikums.

Simplified Classification of Multispectral Image Fragments

Aivars Lorencs¹, Ints Mednieks¹ and Juris Sinica-Sinavskis¹

¹*Institute of Electronics and Computer Science,
Dzerbenes iela 14, LV-1006 Riga, Latvia
mednieks@edi.lv*

Abstract— A simplified approach to classification of multispectral image fragments by their specific spectral features is presented. Application of this approach to discrimination of vegetation areas occupied by the Giant Hogweed species is described and compared with an approach based on calculation of the Consolidated Covariance Image. The proposed method is based on calculation of mean and standard deviation and successive thresholding within certain spectral bands that are found to be informative for the specific task by analyzing the ground truth data. It is shown that the method provides close to perfect discrimination of Giant Hogweed from other vegetation areas represented in ground truth data (absence of commission errors together with clear identification of Giant Hogweed fragments in corresponding ground truth regions). Simplicity of the method provides for fast processing of multispectral images from large areas. The proposed approach is perspective for analysis of multispectral images in different application fields where it is possible to choose several informative spectral bands, e.g. in biomedical imaging.

Index Terms— Multispectral Imaging, Image Classification, Spectral Features

I. Introduction

Multispectral imaging (MSI) becomes increasingly popular for analysis of objects in remote sensing [1-5], biomedicine [6-7] and some other research fields. It is characterized by acquisition of images usually in less than 20, generally non-contiguous, spectral bands in visible and near infrared wavelength ranges. One of the common processing tasks in MSI is to classify image pixels or regions into several classes of interest. While the number of bands in MSI is significantly lower than in hyperspectral imaging where it exceeds 100, the amount of data to be processed, especially in remote sensing applications, can be huge, and it is of major importance to simplify processing and exploit only data from limited number of spectral bands that may serve as features for classification. If the spectra of pixels of different classes overlap significantly, it is necessary to apply rather sophisticated techniques, e.g. Bayesian classification serving well for a lot of tasks related with observation of natural phenomena [8]. However, in certain cases it is possible to find characteristic spectral features and distinguish between the classes using simpler rules. It is true especially in cases where classification is performed within a low number of classes, possibly after some simple preprocessing that has masked out parts of image that are spectrally really different and clearly out of interest.

The paper discusses one such simplified classification approach that have proved to work efficiently for particular application task of finding areas covered by invasive plants in remote sensing data. The approach however is generic and may serve for different tasks as well, e.g. for classification of skin lesions in biomedical MSI.

The problem of mapping invasive plants is important in many countries and its solution based on multispectral remote sensing was considered since satellite images became available [9]. Mapping and elimination of Giant Hogweed (*Heracleum sosnowskyi* Manden.) causing stress to the natural ecosystem and being a human health hazard is of considerable importance in Latvia as well as several other Eastern European countries. The paper presents a method for processing of multispectral images and its application example related with mapping of separately growing Giant Hogweed areas in a 15-band multispectral image acquired using the airborne hyperspectral sensor.

II. Data acquisition

Multispectral data used within this study were acquired by the Institute for Environmental Solutions (**Kļūda! Hipersaites atsauce nav derīga.**) in one flight over the area in Latvia containing known sample fields containing hogweed and other characteristic types of vegetation (forests, meadows, cornfields etc.). Total analyzed area is about 150 ha. To acquire the multispectral data, a hyperspectral imager CASI-1500 from ITRES Research (<http://www.itres.com>) was used, mounted in the Observer P-68 aircraft. Imager was configured to use a full field of view (40°) and to combine data into 15 spectral bands: pixel values for band 1 are related with average light intensity

for wavelengths $427.3\text{nm} \pm 28.6\text{nm}$, band 2 for $479.8\text{nm} \pm 23.9\text{nm}$, band 3 for $518.0\text{nm} \pm 14.3\text{nm}$, band 4 for $551.4\text{nm} \pm 19.1\text{nm}$, band 5 for $597.9\text{nm} \pm 27.5\text{nm}$, band 6 for $633.7\text{nm} \pm 8.4\text{nm}$, band 7 for $671.9\text{nm} \pm 29.8\text{nm}$, band 8 for $710.1\text{nm} \pm 8.4\text{nm}$, band 9 for $728.0\text{nm} \pm 9.5\text{nm}$, band 10 for $742.3\text{nm} \pm 4.8\text{nm}$, band 11 for $761.4\text{nm} \pm 14.3\text{nm}$, band 12 for $804.4\text{nm} \pm 28.6\text{nm}$, band 13 for $866.4\text{nm} \pm 33.4\text{nm}$, band 14 for $922.4\text{nm} \pm 22.6\text{nm}$, and band 15 for $991.5\text{nm} \pm 44.1\text{nm}$. Geo-corrected multispectral image with a spatial resolution $0.5\text{m} \times 0.5\text{m}$ was obtained by exploiting GPS data that were also collected during the flight. Radiometric and geometric corrections were made using the ITRES software. No atmospheric corrections or spectral transformations were made.

Ground truth regions for major pixel classes were marked on the image by the person familiar with the study area: Hogweed (marked as Hn, where n is the sequence number), Trees (Tn), Crops (Cn), Grass (Gn), Grass-cut (GCn), Road-cement (Rn), Road-gravel (RGn), and Soil (Sn). Processed image visualized from the spectral bands similarly to human perception is presented in Fig. 1. It is noticed that the image contains also pixels not related with one of major classes so it is necessary to mask them out and limit analysis only to vegetation areas possibly including hogweed pixels.

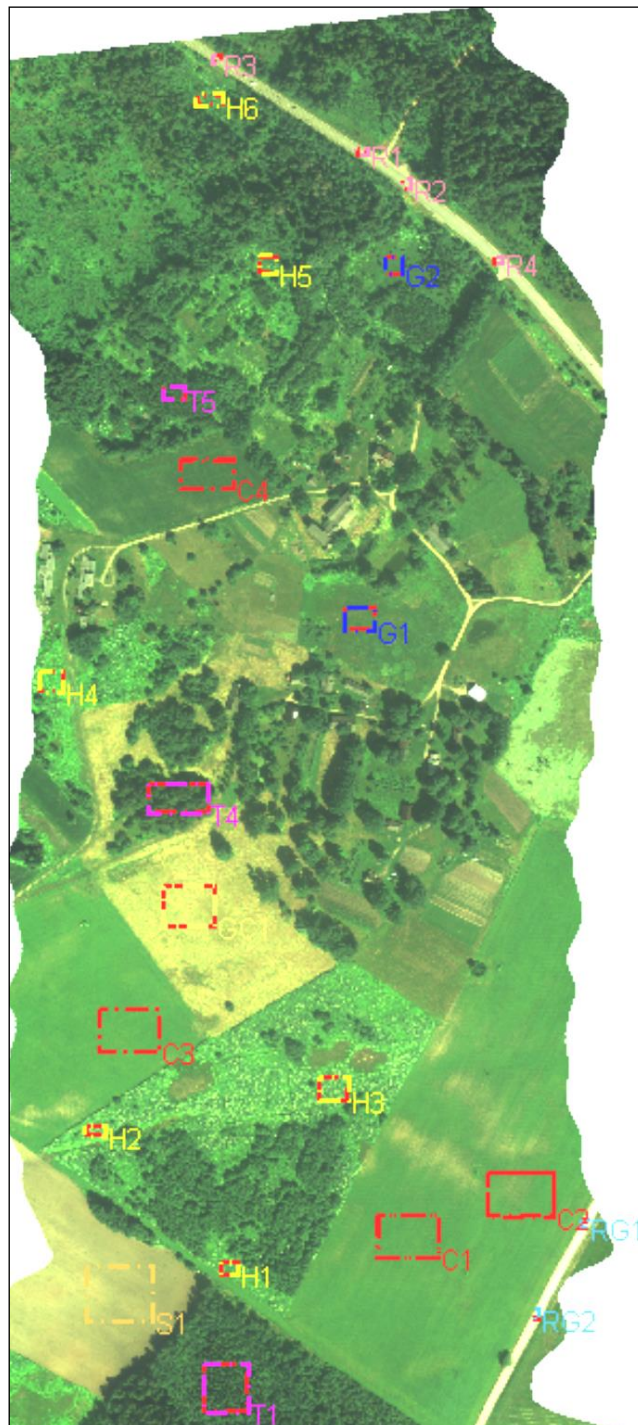


Fig. 1. Central part of the processed image visualized as RGB image from 3 spectral bands (band 7 mapped to red color, band 4 to green color, band 1 to blue color), with marked design regions for pixel classes.

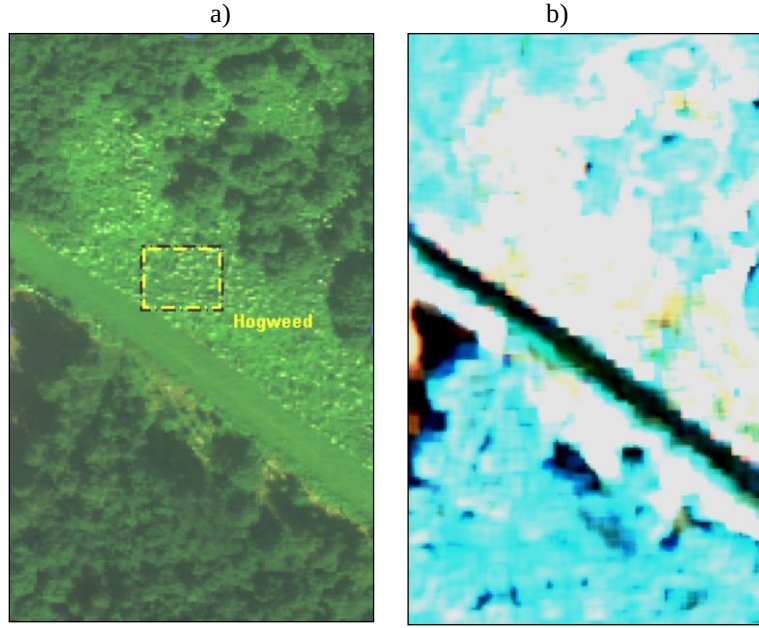


Fig. 2. Enlarged image of the area containing a hogweed region H1 (a) and the corresponding CCIm (b).

III. Methods

Zoomed-in area related with hogweed is shown in Fig. 2a. It is seen that hogweed areas are speckled and characterized by a large variance of pixel values in visualized spectral bands. Therefore initially application of the Consolidated Covariance Image [10] (CCIm) to detection of hogweed areas was considered. It allows to transform the image to the form where the increased covariance around a pixel results in brighter colors of that pixel. CCIm of the area was calculated based on processing image fragments of size 5x5 pixels; covariance values shown with red color were obtained from initial pixel values in bands 1..7, values shown with green color were obtained from bands 8..10, and values shown with blue color were obtained from bands 11..15. Obtained CCIm is illustrated in Fig. 2b. It is seen that, indeed, hogweed areas are nearly white. However, forest regions including shades are also characterized by large variance of pixel values for the involved spectral bands; the same applies to places related with transitions from one pixel class to another. Therefore application of CCIm requires some further processing to filter out such artifacts. This approach is also characterized by rather large amount of calculations and a possibility to apply a simpler approach was investigated.

To deal with pixels related with vegetation, different vegetation indices are used [11]. For our task, a simple ratio vegetation index (RVI) was calculated as a ratio of pixel values from bands 12 and 7, and thresholding used to separate pixels of interest. Fig. 3 illustrates the results obtained when the threshold is chosen such that pixels not related with green vegetation are masked out.

Vegetation present in the processed multispectral image falls into 4 categories: hogweed, trees, crops and grass. Each pixel in the image is represented by a vector of 15 average light intensity values from the mentioned spectral bands. Ground truth regions for each of these classes are marked on the image and used as design regions of the classifier. Each marked region was divided into fragments with size 7x7 pixels without overlapping. For a fixed spectral band $\lambda \pm \Delta\lambda$, within a set of pixel values from each fragment, two characteristics were calculated, namely mean value μ_λ and standard deviation σ_λ of light intensity. As these values for different fragments within a marked region generally are not equal, it is important to consider minimum and maximum values of these characteristics for each region.

Minimum mean values and standard deviations of light intensity within fragments, obtained for hogweed design regions (see Fig. 4), feature 3 local extremes in spectral bands 4, 12 and 14. It was noticed that intensity values for hogweed were higher than corresponding values for trees, and for majority of cases higher than corresponding values for grass and crops as well. Analysis of graphs show that particular interest should be focused on spectral bands with wavelengths $\lambda_1 = 550nm$, $\lambda_2 = 800nm$ and $\lambda_3 = 925nm$. In Fig. 4, local minima $\mu_h(\lambda_j)$ for hogweed design regions are indicated. Thresholds Δ_1 , Δ_2 and Δ_3 are defined then as follows:

$$\begin{aligned}\Delta_1 &= \mu_h(\lambda_1) - \varepsilon_1 = 2410 - 10 = 2400, \\ \Delta_2 &= \mu_h(\lambda_2) - \varepsilon_2 = 7310 - 10 = 7300 \\ \Delta_3 &= \mu_h(\lambda_3) - \varepsilon_3 = 4010 - 10 = 4000,\end{aligned}\tag{1}$$

where the value $\varepsilon_j = 10$ is chosen to guarantee that values μ_{λ_j} for hogweed fragments are higher than corresponding

threshold Δ_j . Obviously, it should be taken into account that for some fragments of trees, grass or crops, mean value μ_{λ_j} may be higher than the corresponding threshold value Δ_j . Therefore two additional thresholds are defined:

$$\begin{aligned}\Delta_4 &= \sigma_h(\lambda_1) - \varepsilon_4 = 350 \\ \Delta_5 &= \sigma_h(\lambda_2) - \varepsilon_5 = 570,\end{aligned}\quad (2)$$

where $\sigma_h(\lambda_j)$ are minimum standard deviation values for hogweed fragments for corresponding wavelengths.

The sixth threshold ($\Delta_6=2.75$) is related with vegetation index and defined as the mean value of minimum vegetation indices found within fragments of design regions.

The main construction principle of the classifier for identification of the hogweed fragments is formulated as follows: to guarantee that each fragment of the image related with hogweed will be characterized by such values μ_{λ_j} and σ_{λ_j} that exceed corresponding thresholds but fragments containing trees, grass or crops will not meet at least one of these 5 conditions.

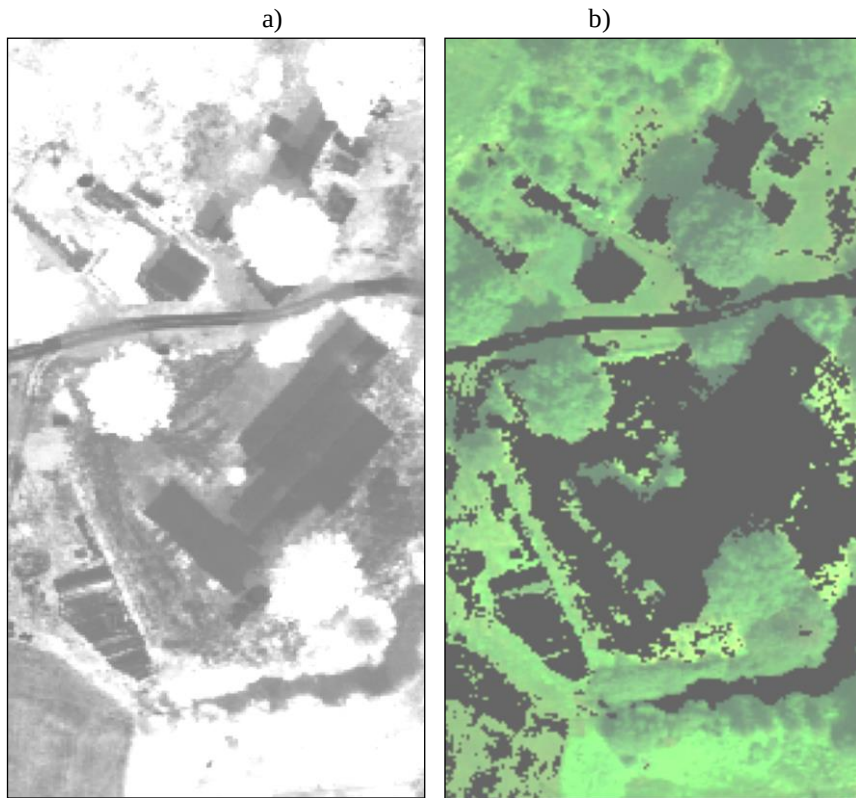


Fig. 3. Masking of non-vegetation pixels using ratio vegetation index (RVI): (a) RVI image fragment; (b) thresholding result.

Construction of classifier C1 is explained below.

Preprocessing

- I – analysed image with 15 spectral bands
- obtain I_3 from I by taking data for spectral bands 4, 12 and 14 only
- obtain DRF by dividing design regions from I_3 into 7×7 pixel fragments
- calculate mean and standard deviation of intensity values for non-overlapping fragments of DRF
- calculate thresholds $\Delta_1, \Delta_2, \Delta_3, \Delta_4, \Delta_5$ from mean and standard deviation values according to (1) and (2)
- define threshold Δ_6 as the mean value of minimum vegetation indices in hogweed $DRFs$.

Classifier C_1

- calculate ratio vegetation index image $RVI = I_{12} / I_7$ (ratio of values from bands 12 and 7 for each pixel)
- calculate binary image $VIT = (RVI > \Delta_6)$
- calculate $I3result = I_3 \cdot \text{imdilate}(VIT)$, i.e., multiply image I_3 pixel-by-pixel by the morphologically dilated image VIT
- calculate values for each fragment of $I3result$:
 - mean values $m1, m2, m3$

- standard deviations $s1, s2$
- calculate result RES as binary image containing a logical 1 for a fragment of $I3result$, if $m1 > \Delta_1$ & $m2 > \Delta_2$ & $m3 > \Delta_3$ & $s1 > \Delta_4$ & $s2 > \Delta_5$ and 0 otherwise.

Result RES obtained using classifier C_1 is presented in

Fig. 5 for enlarged lower left part of the multispectral image. It is a binary image where ones (white) refer to the detected hogweed fragments. Design regions are also marked. It is noticed that there are no hogweed fragments detected in design areas of different classes. Hogweed areas which can be clearly identified visually in the multispectral image are detected also in the results. On the other hand, there are hogweed fragments detected in other parts of the image where they are not noticed visually in multispectral image; that may indicate possible commission errors.

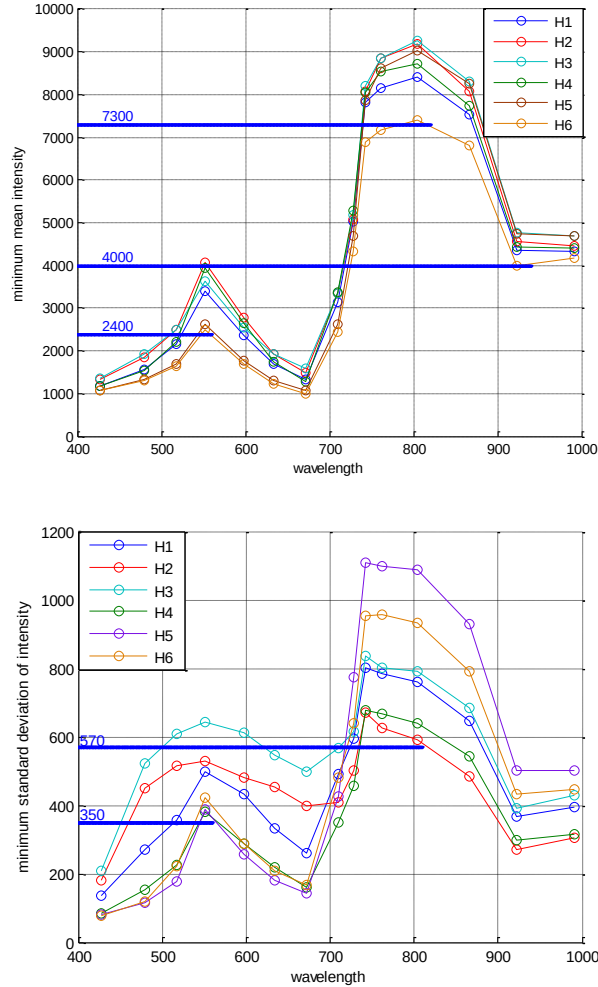


Fig. 4. Mean values (a) and standard deviations for spectral bands in hogweed design regions with thresholds used for classification identified.

IV. Conclusions

Classifier C_1 constructed on the basis of RVI and data from the design regions provides relatively precise identification of hogweed fragments of the processed multispectral image.

Although the classification rules exploit data from only 4 spectral bands, it was sufficient to obtain qualitative detection results of hogweed. No commission errors were observed in design regions of different classes.

Quite similar detection results of the hogweed fragments was obtained using the classifier C_2 built on the basis of forming CCIm.

It remains an open question whether these classifiers will show similar characteristics when applied to multispectral images obtained in similar conditions using the same equipment. Construction of classifiers on the basis of fragment size 9×9 pixels did not affect the hogweed detection result. As we had no detailed field data about the vegetation presented in the multispectral image, we cannot be sure that all fragments where hogweed was detected, contain these plants in reality. The same reason does not allow us to identify commission errors and calculate meaningful identification accuracy estimates.

Classifier C_2 is considerably more sophisticated therefore we recommend usage of C_1 .



Fig. 5. Hogweed identification results obtained using classifier C_1 in the lower left part of the processed multispectral image.

REFERENCES

- [1] H. P. White and A. Abuelgasim, "Monitoring Environmental Remediation: Hyperspectral Mapping of Re-vegetated Areas Affected by Smelting Operations in Sudbury, Canada", in *IEEE GRSS Workshop on Hyperspectral Image and Signal Process. Conf. (WHISPERS'10)*, Reykjavik, Iceland, 2010.
- [2] M. Dalponte, L. Bruzzone and D. Gianelle, "Fusion of hyperspectral and LIDAR remote sensing data for classification of complex forest areas," *IEEE Trans. Geosci. Remote Sens.*, vol. 46, pp. 1416-1427, 2008.
- [3] P. Krahwinkel, J. Rossmann, "Tree species classification based on the analysis of hyperspectral remote sensing data," *30th EARSeL Symposium Remote Sensing for Science Education and Natural and Cultural Heritage*, pp. 321-328, 2010.
- [4] M. Dalponte, L. Bruzzone, D. Gianelle, "Tree species classification in the southern Alps with very high geometrical resolution multispectral and hyperspectral data," in *IEEE GRSS Workshop Hyperspectral Image and Signal Process. Conf. (WHISPERS'11)*, Lisbon, Portugal, 2011.
- [5] J. Mullerová, J. Pergl, P. Pyšek, "Remote sensing as a tool for monitoring plant invasions: Testing the effects of data resolution and image classification approach on the detection of a model plant species *Heracleum mantegazzianum* (giant hogweed)", in *International Journal of Applied Earth Observation and Geoinformation*, pp. 55-65, 2013.
- [6] T. Shi, C. A. DiMarzio. "Multispectral method for skin imaging: development and validation", in *Applied Optics*, Vol. 46, Issue 36, pp. 8619-8626, 2007.
- [7] B. D'Alessandro, A P Dhawan. "Transillumination imaging for blood oxygen saturation estimation of skin lesions", in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 59, Issue 9, pp. 2660-7, 2012.
- [8] R. Dinuls, G. Erins, A. Lorencs, I. Mednieks and J. Sinica-Sinavskis, "Tree Species Identification in Mixed Baltic Forest using LiDAR and Multispectral Data", in *IEEE. Selected Topics Appl. Earth Observ. Remote Sensing*, Vol.5, No.2, pp.594-603, 2012.
- [9] G.L. Anderson, J.H. Everitt, A.J. Richardson, D.E. Escobar, "Using satellite data to map false broomweed (*Ericameria austrotexana*) infestations on south Texas rangelands", in *Weed Technol.*, 7 (1993), pp. 865-871.
- [10] R. Dinuls, A. Lorencs, I. Mednieks, "Using Consolidated Covariance Image for Discrimination of Habitats", in *Proceedings of the 13th Biennial Baltic Electronics Conference*, Tallinn, Estonia, pp.299-302., 2012.
- [11] R. D. Jackson, A. R. Huete, "Interpreting vegetation indices", in *Preventive Veterinary Medicine*, Vol. 11, Issues 3-4, pp. 185-200, 1991.

2.pielikums

Diffuse reflectance and fluorescence multispectral imaging system for assessment of skin

Dainis Jakovels, Inga Saknite, Janis Spigulis

Biophotonics Laboratory, Institute of Atomic Physics and Spectroscopy, University of Latvia,
Raina Blvd 19, LV – 1586, Latvia

Abstract

The diffuse reflectance multispectral imaging technique has been used for distant mapping of in vivo skin chromophores (hemoglobin and melanin) and oxygenation level. The fluorescence multispectral imaging is not so common for skin applications due to complicity of data acquisition and processing, but could provide additional information about skin fluorophores. Both techniques are compatible, and could be combined into a multimodal solution.

The multispectral imaging system Nuance based on liquid crystal tunable filter was adapted for diffuse reflectance and fluorescence spectral imaging of in vivo skin. Uniform illumination was achieved with LED ring light. Combination of four LEDs (warm white, 770 nm, 830 nm and 890 nm) was used to support diffuse reflectance mode in spectral range 450-950 nm. 405 nm LEDs were used for excitation of skin autofluorescence. Multispectral imaging system was adapted for spectral working range 450-950 nm with scanning step 10 nm and spectral resolution 15 nm. An average field of view was 50x35 mm in size with spatial resolution 0.05 mm (the pixel size). White reflectance was integrated into the field of view, so speeding-up the image acquisition procedure. Due to spectrally different illumination intensity and system sensitivity various exposure times (from 7...500 ms) were used for each image acquisition.

The proposed approach was tested for different skin provocations, for example, arterial occlusion and heat test. Spectral image cubes of different skin lesions (pigmented and vascular) were acquired and analyzed to test its diagnostic potential.

Keywords

Multispectral imaging, diffuse reflectance, autofluorescence, skin

3.pielikums

Implementation of laser speckle contrast analysis as connection kit for mobile phone for assessment of skin blood flow

Dainis Jakovels, Inga Saknite, Janis Spigulis

Biophotonics Laboratory, Institute of Atomic Physics and Spectroscopy, University of Latvia,
Raina Blvd 19, LV – 1586, Latvia

Abstract

Laser speckle contrast analysis (LASCA) offers a non-contact, full-field, and real-time mapping of capillary blood flow and can be considered as an alternative method to Laser Doppler perfusion imaging. LASCA technique has been implemented in several commercial instruments. However, these systems are still too expensive and bulky to be widely available. Several optical techniques have found new implementations as connection kits for mobile phones thus offering low cost screening devices.

In this work we demonstrate simple implementation of LASCA imaging technique as connection kit for mobile phone for primary low-cost assessment of skin blood flow. Stabilized 650 nm and 532 nm laser diode modules were used for LASCA illumination. Dual wavelength illumination could provide additional information about skin hemoglobin and oxygenation level.

Blood flow maps of injured and provoked skin were demonstrated. The proposed approach was tested for arterial/venous occlusion and heat test.

Keywords

Laser speckle contrast analysis, skin blood flow, mobile phone