

# Določanje optičnih lastnosti sipajočih medijev s hiperspektralnim slikanjem

Matic Ivančič, Peter Naglič, Miran Bürmen

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Tržaška 25, 1000 Ljubljana, Slovenija  
E-pošta: miran.buermen@fe.uni-lj.si

**Povzetek.** Hiperspektralni slikovni sistem smo uporabili za zajemanje povratno sipane svetlobe in na podlagi zajete informacije določili optične lastnosti sipajočih medijev. V ta namen smo uporabili Monte Carlo simulacije širjenja svetlobe skozi polneskončen homogen medij in z njihovo pomočjo izdelali iskalne tabele, s katerimi smo določili optične lastnosti. Hiperspektralni slikovni sistem nam omogoča, da povratno sipano svetlobo zajamemo na več različnih razdaljah med virom in tipalom svetlobe, kar pripomore k robustnosti inverznega modela. V študiji smo delovanje inverznega modela najprej ovrednotili s sintetičnimi podatkovnimi nizi, na koncu pa smo metodo ovrednotili še na hiperspektralnih slikah optičnih fantomov, katerih optične lastnosti lahko izračunamo po analitični poti.

**Ključne besede:** hiperspektralno slikanje, biomedicinska optika, simulacije Monte Carlo, širjenje svetlobe, inverzni model, določanje optičnih lastnosti

## Estimation of optical properties in turbid media by using a hyperspectral imaging system

A hyperspectral imaging system is used to capture and measure the light backscattered from turbid media. The measured spatially and spectrally resolved information of the backscattered light is then utilized to estimate the optical properties of turbid samples by a Monte Carlo-based lookuptable inverse model. The proposed system is first evaluated on synthetic datasets and then also on real hyperspectral images of turbid phantoms with well-defined optical properties. The main benefit of the system is the high spatial resolution of the measurements that allows for a more robust estimation of optical properties.

**Keywords:** hyperspectral imaging, biomedical optics, Monte Carlo simulations, light propagation, inverse model, estimation of optical properties

## 1 UVOD

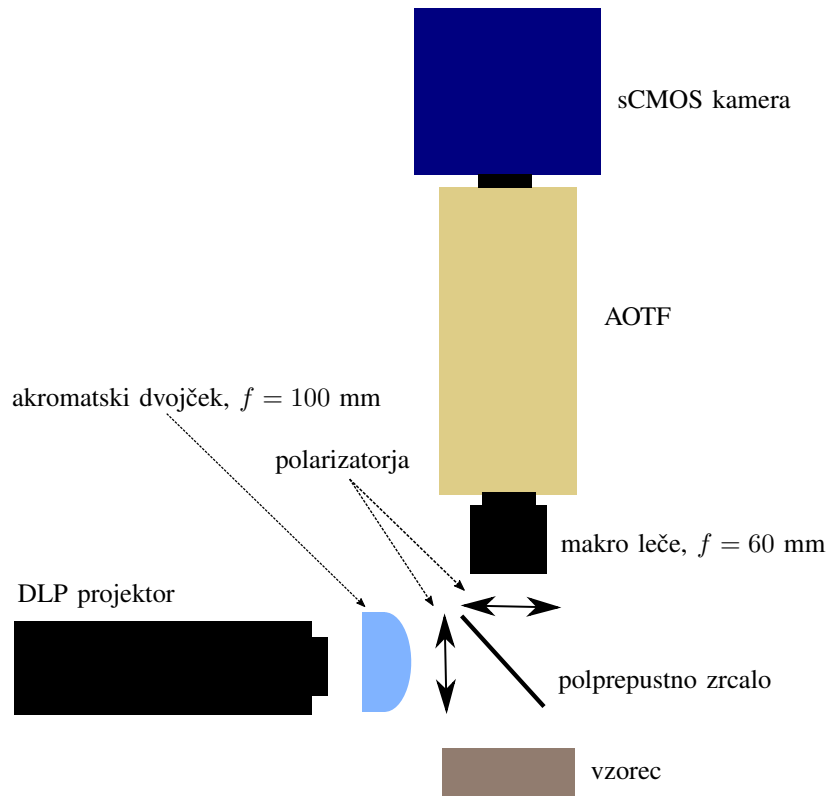
Z zajemanjem povratno sipane svetlobe iz sipajočih medijev, kot so biološka tkiva, lahko neinvazivno določimo njihove optične lastnosti. Te informacije je mogoče izkoristiti za analizo in karakterizacijo razlik med zdravimi in obolelimi tkivi [1–5]. Če povratno sipano svetlobo zajamemo na več različnih razdaljah med virom in tipalom svetlobe (ang. *'source-detector separation'* - SDS), govorimo o meritvah prostorsko razločene reflektance (ang. *'spatially resolved reflectance'* - SRR). Če so SDS večji od povprečne proste transportne poti, meritve SRR potekajo v difuzijskem režimu in je variabilnost SRR mogoče zadostno opisati z dvema optičnima lastnostma: absorpcijskim koeficientom  $\mu_a$  in reduciranim sipalnim

koeficientom  $\mu'_s$ . Pri SDS, ki so krajši oziroma enaki povprečni prosti transportni poti, pa na SRR vpliva tudi potek sipalne fazne funkcije in govorimo o subdifuzijskem režimu [3, 4, 6–12].

Ker potek sipalne fazne funkcije za poljuben vzorec ni znan vnaprej in ga je težko izmeriti, se za opis vpliva sipalne fazne funkcije na SRR uporabljajo različni subdifuzijski optični parametri. Najpogosteje je uporabljen prvi podobnostni parameter  $\gamma = (1 - g_2)/(1 - g_1)$  [6, 7], ki je odvisen od prvega  $g_1$  in drugega  $g_2$  Legendrovega momenta sipalne fazne funkcije. V delu, ki so ga opravili Bodenschatz in sod. [9], je bil predstavljen nov parameter  $\sigma$ , ki pa upošteva še Legendrove momente sipalne fazne funkcije višjega reda.

SRR je mogoče zajeti z optičnimi sondami (ang. *'optical fiber probe'* - OFP) [13–22] ali s hiperspektralnimi slikovnimi (ang. *'hyperspectral imaging'* - HSI) sistemi [23–28]. Zajemanje SRR s sistemom HSI nam v primerjavi z OFP omogoča zajem informacije v višji prostorski ločljivosti (večje število SDS). Poleg tega je SRR s sistemom HSI mogoče zajeti brezstično in v nasprotju s stičnimi meritvami z OFP v analizo SRR ni treba vključiti kontaktnega pritiska [29–31]. Težavo pri stičnih meritvah z OFP povzročajo tudi odboji povratno sipane svetlobe od kovinskih delov sonde nazaj v sipajoč medij, kar lahko pomembno vpliva na rezultate meritev [22].

Povratno sipana svetloba iz sipajočega medija, ki jo zajamemo v obliki SRR, je tesno povezana z optičnimi lastnostmi opazovanega medija. Povezavo teoretično opišemo z modelom širjenja svetlobe, za kar se pogosto uporablja enačba sevalnega prenosa energije (ang. *'radiative transport equation'* - RTE). Ker analitične



Slika 1: Shema merilne postavitve s sistemom HSI.

rešitve RTE obstajajo samo za večplastne homogene medije in le za nekaj primerov merilnih postavitve [32–35], in ne za poljubno merilno postavitev [22] ali za poljubno nehomogeno strukturo sipajočega medija [36], RTE rešujemo numerično. Simulacije Monte Carlo (MC) se v literaturi uporabljajo kot najpogostejša numerična rešitev RTE [37–41].

Če želimo iz zajete SRR določiti optične lastnosti, potrebujemo inverzni model. Iskalne tabele (ang. 'look-up table' - LUT) [4, 10, 11, 42–46] so se v literaturi izkazale kot robustne numerične rešitve inverznega modela.

V študiji je predstavljena HSI merilna postavitev za brezstično zajemanje SRR. Za določitev optičnih lastnosti iz SRR smo uporabili inverzni model, ki temelji na LUT. Posamezne elemente LUT smo izračunali z uporabo simulacij MC. Delovanje LUT inverznega modela smo najprej ovrednotili na sintetičnih podatkovnih nizih, ki smo jih pripravili s simulacijami MC. Na koncu smo LUT inverzni model uporabili še za oceno optičnih lastnosti optičnih fantomov na podlagi SRR, ki smo jih zajeli s sistemom HSI.

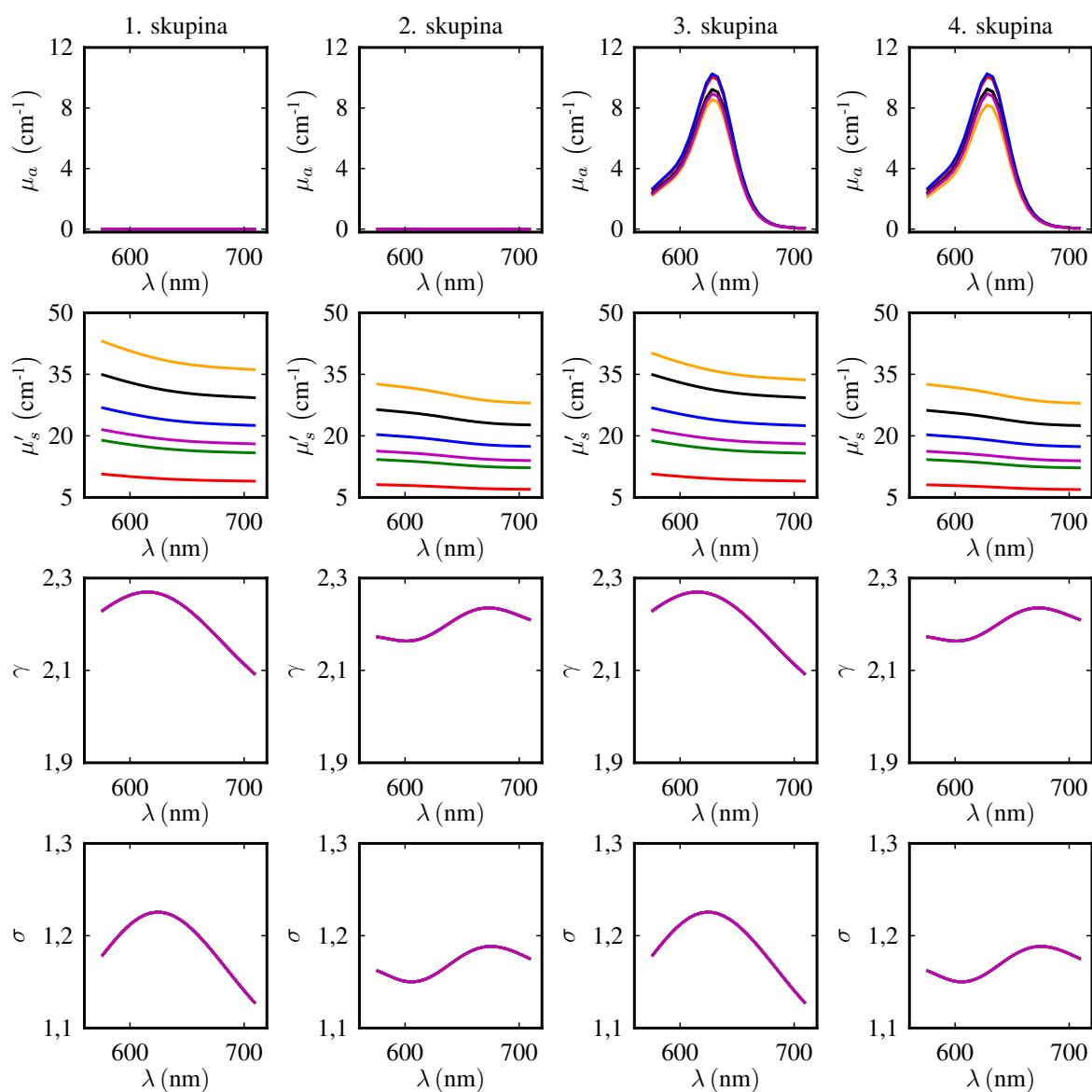
## 2 MERILNA POSTAVITEV, MATERIALI IN METODOLOGIJA

### 2.1 Hiperspektralni slikovni sistem

Hiperspektralni slikovni sistem, ki smo ga uporabili v študiji, je sestavljen iz tipala za zajem svetlobe, spek-

tralno selektivnega elementa in svetila [47, 48]. Pri naši merilni postavitvi smo uporabili tipalo sCMOS (*Andor Neo*, *Andor Technology Ltd.*). Kot spektralno selektivni element smo uporabili akustično nastavljeni optični filter (ang. 'acousto-optical tunable filter' - AOTF) izdelovalca *Brimrose* (*Brimrose VA200-0.55-1.0-L*, *Brimrose Corporation of America*). Pred AOTF smo namestili še makro lečo (*Nikon 60mm f/2.8 AF-D Micro*, *Nikon Corporation*), ki nam omogoča zajemanje slik v visoki prostorski ločljivosti. Kot vir širokopasovne svetlobe smo uporabili DLP-projektor (ang. 'digital light processing' - DLP), ki je namenjen širši rabi (*Acer X1110 DLP Projector*, *Acer Inc.*). Svetlobo iz DLP-projektorja smo preslikali z akromatsko lečo (*AC508-100-A*,  $f=100,0$  mm, *Thorlabs Inc.*), za projekcijo svetlobe na površino vzorca pa smo uporabili še polprepustno zrcalo (ang. *beam splitter* - *BSW10R*,  $25 \times 36$  mm,  $50:50$ , *Thorlabs Inc.*). Da smo izločili direktne odboje svetlobe s površine merjenca, smo uporabili še dva linearna polarizatorja (*WP25M-UB*, *Thorlabs Inc.*). Prvega smo postavili za akromatsko lečo na strani vira svetlobe, drugega pa pred makro lečo na strani AOTF. Celotna shema HSI merilne postavitve je prikazana na sliki 1.

AOTF nam omogoča zajemanje spektralne informacije v območju vidne in bližnje infrardeče svetlobe v valovnem območju med 550 nm in 1000 nm. S svetilom, ki je del DLP projektorja, dobimo svetlobo z valovnimi dolžinami  $\lambda$  v območju med 400 nm in 720 nm. V



Slika 2: Teoretično ocenjene optične lastnosti optičnih fantomov v odvisnosti od valovne dolžine svetlobe  $\lambda$  za vse štiri skupine: vodna suspenzija polistirenskih mikrosferičnih delcev s premerom  $0,51\ \mu\text{m}$  brez dodanega absorberja (1. stolpec), vodna suspenzija polistirenskih mikrosferičnih delcev s premerom  $0,99\ \mu\text{m}$  brez dodanega absorberja (2. stolpec), vodna suspenzija polistirenskih mikrosferičnih delcev s premerom  $0,51\ \mu\text{m}$  z dodanim absorberjem (3. stolpec) in vodna suspenzija polistirenskih mikrosferičnih delcev s premerom  $0,99\ \mu\text{m}$  z dodanim absorberjem (4. stolpec). V prvi vrstici so prikazane vrednosti absorpcijskega koeficienta  $\mu_a$ , v drugi vrstici vrednosti reduciranega sipalnega koeficienta  $\mu'_s$ , v tretji in četrti vrstici pa so prikazane vrednosti subdifuzijskih optičnih parametrov  $\gamma$  in  $\sigma$ . Vsi optični fantomi v posamezni skupini vsebujejo polistirenske mikrosferične delce z enakim premerom, zato je zanje značilna enaka sipalna fazna funkcija in posledično se vrednosti  $\gamma$  in  $\sigma$  v skupini ne spreminjajo.

naši študiji smo zato analizirali rezultate za valovne dolžine svetlobe iz intervala  $[580\ \text{nm}, 720\ \text{nm}]$  s  $5\ \text{nm}$  ločljivostjo v spektralni razsežnosti. Prostorska ločljivost sistema je znašala  $5,5\ \mu\text{m}$ .

## 2.2 Optični fantomi

Na področju biomedicinske optike se optični fantomi pogosto uporabljajo za kalibracijo simulacij MC in za

vrednotenje delovanja inverznih modelov [46, 49–51]. V tej študiji smo za kalibracijo in vrednotenje inverznih modelov uporabili optične fantome na vodni osnovi. Kot sipalec smo uporabili polistirenske mikrosferične delce s premerom  $0,51\ \mu\text{m}$  in  $0,99\ \mu\text{m}$  iz podjetja *Polysciences Inc.*, kot absorber pa smo uporabili zeleno molekularno črnilo znamke *Live Line Green*. Omenjeno zeleno molekularno črnilo se je izkazalo za bolj obstojno, kot so

Tabela 1: Vhodni podatki za izdelavo 2D, 3D  $\gamma$  in 3D  $\sigma$  LUT inverznih modelov. Vrednost faktorja anizotropije  $g_1$  je bila v vseh primerih enaka 0,8. V stolpcu SFF je označena sipalna fazna funkcija, ki je bila uporabljena pri izdelavi posameznega LUT.

Inverzni model	SFF	$\mu_a$ ( $\text{cm}^{-1}$ )	$\mu'_s$ ( $\text{cm}^{-1}$ )	$\gamma$	$\sigma$
2D	HG	[0,01, 12] 35 vrednosti	[5, 50] 75 vrednosti	-	-
3D $\gamma$	GK	[0,01, 12] 35 vrednosti	[5, 50] 75 vrednosti	[1,6, 2,3] 15 vrednosti	-
3D $\sigma$	GK	[0,01, 12] 35 vrednosti	[5, 50] 75 vrednosti	-	[0,9, 1,3] 15 vrednosti

druga razpoložljiva črnila [52].

Pripravili smo 24 optičnih fantomov in jih razdelili v štiri skupine [53]. Optični fantomi v prvih dveh skupinah so bili pripravljene brez absorpcije, optični fantomi v tretji in četrti skupini pa so bili pripravljene z dodatkom zelenega molekularnega črnila. Prva in tretja skupina optičnih fantomov je bila pripravljena kot vodna suspenzija mikrosferičnih delcev s premerom 0,51  $\mu\text{m}$ , pri drugi in četrti skupini optičnih fantomov pa so bili uporabljeni polistirenski mikrosferični delci s premerom 0,99  $\mu\text{m}$ . Teoretično določene optične lastnosti optičnih fantomov so zbrane na sliki 2.

### 2.3 Predstavitev merilnega postopka in določanja optičnih lastnosti

Slike, ki jih zajamemo s sistemom HSI, vsebujejo spektralno in prostorsko odvisne degradacije, ki nastanejo kot posledica optičnih aberacij leč, neidealnih lastnosti slikovnega tipala ter neidealnosti spektralno selektivnega elementa [47]. Degradacije povzročajo tako prednje leče kot tudi spektralno selektivni element (v našem primeru AOTF). Da bi zmanjšali vpliv degradacij, smo izvedli spektralno [54, 55] in geometrično [56] kalibracijo sistema HSI. Pri spektralni kalibraciji smo uporabili pet plinskih svetil izdelovalca *Newport Corporation*: živosrebrno-argonsko (Hg-Ar), kriptono (Kr), neonsko (Ne), ksenonsko (Xe) in argonsko (Ar) svetilo. Za geometrično kalibracijo smo uporabili kalibracijsko mrežno tarčo izdelovalca *Edmund Optics Inc.* v velikosti 30,1 mm x 30,1 mm in z razmikom med črtami 1 mm.

V naslednjem koraku smo z uporabo zrcala okarakterizirali vir svetlobe, ki ga dobimo z DLP-projektorjem. Kot vir svetlobe smo uporabili svetlostno homogen snop svetlobe, ki smo ga z DLP-projektorjem preko polprepustnega zrcala projicirali na površino vzorca. Velikost posameznega slikovnega elementa na površini vzorca, projiciranega z DLP-projektorjem, smo ocenili na 54,7  $\mu\text{m}$ . Premer svetlostno homogenega snopa svetlobe je znašal 9 slikovnih elementov DLP-projektorja oziroma je bil enak 492,3  $\mu\text{m}$ .

Poleg slike vzorca  $I(x, y, \lambda)$  smo vedno zajeli še referenčno sliko Lambertove kalibracijske tarče  $I_0(x, y, \lambda)$  in sliko temnega ozadja  $D(x, y, \lambda)$ , ki smo ju uporabili

za izvedbo svetlostne kalibracije:

$$R(x, y, \lambda) = \frac{I(x, y, \lambda) - D(x, y, \lambda)}{I_0(x, y, \lambda) - D(x, y, \lambda)}. \quad (1)$$

Pri nadaljnji obdelavi hiperspektralnih slik smo za zajete informacije  $R(x, y, \lambda)$  predpostavili radialno simetrijo v posamezni spektralni sliki pri izbrani valovni dolžini  $\lambda$ . Na vsaki spektralni sliki smo poiskali težišče svetlostno homogenega snopa svetlobe in nato preslikali informacijo v polarni koordinatni sistem. Tako smo dobili radialne reflektančne profile. Vsak radialni reflektančni profil je bil sestavljen iz 300 točk, ki so se raztezale od 0  $\mu\text{m}$  pa do 1650  $\mu\text{m}$ . Na koncu smo radialne reflektančne profile omejili na območje 80  $\mu\text{m}$  od roba svetlostno homogenega snopa svetlobe pa do konca profila. Tako smo dobili izmerjene SRR z 240 SDS, ki smo jih uporabili pri nadaljnji analizi z inverznim modelom.

Za določanje optičnih lastnosti smo uporabili LUT inverzni model [10, 11, 42–46]. LUT inverzni model je sestavljen iz dveh korakov – globalnega iskanja minimuma izbrane kriterijske funkcije in lokalne optimizacije. V obeh korakih je bila uporabljena ista kriterijska funkcija  $CF$ , definirana kot razlika kvadratov SRR v logaritmski skali:

$$CF = \sum_{\rho_i=1}^{N_\rho} (\log R_m(\rho_i) - \log R_{LUT}(\rho_i))^2, \quad (2)$$

kjer  $i$  teče od 1 do  $N_\rho$ , ki je število vseh SDS,  $R_m(\rho)$  je SRR odziv opazovanega vzorca in  $R_{LUT}(\rho)$  element LUT oziroma interpolirana vrednost iz LUT. V prvem koraku inverznega modela smo poiskali element LUT, ki je v okviru  $CF$  najbolj podoben SRR neznanega vzorca. V drugem koraku smo v okolici elementa iz prve točke uporabili interpolacijo in optimizacijo  $CF$ , ter tako dobili zvezne rezultate LUT inverznega modela.

LUT smo izdelali s pomočjo simulacij MC. Za izvedbo simulacij MC smo uporabili model, ki sledi prosto dostopnim algoritmom za simulacijo širjenja svetlobe v večslojnih sipajočih medijih [37, 57]. Model MC smo implementirali v programskem jeziku OpenCL<sup>TM</sup> in dodali možnost uporabe različnih sipalnih faznih funkcij. V simulacijah smo kot vir svetlobe uporabili neskončno

Tabela 2: Vrednotenje rezultatov LUT inverznih modelov z metrikama RMSE in rRMSE (v oklepaju) za testni sintetičen podatkovni niz, kjer so bili SRR izračunani s simulacijami MC.

Inverzni model	$\mu_a$ (cm <sup>-1</sup> )	$\mu'_s$ (cm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\sigma$
2D LUT	0,01 (0,1%)	0,04 (0,2%)	-	-
3D $\gamma$ LUT	0,01 (0,2%)	0,03 (0,1%)	0,00 (0,2%)	-
3D $\sigma$ LUT	0,01 (0,2%)	0,03 (0,1%)	-	0,00 (0,1%)

ozek svetlobni snop, odziv na svetlostno homogen snop svetlobe, ki ga dobimo iz DLP-projektorja, pa smo določili s pomočjo konvolucije [58].

V LUT smo zajeli optične lastnosti, ki so značilne za sipajoče medije, kot so biološka tkiva [1, 2, 6, 7]. Za določitev optičnih lastnosti smo ovrednotili tri različne LUT modele: 2D LUT, 3D LUT  $\gamma$  in 3D LUT  $\sigma$ . V vseh treh LUT inverznih modelih smo vrednosti absorpcijskega koeficienta  $\mu_a$  enakomerno razporedili na intervalu [0,01 cm<sup>-1</sup>, 12 cm<sup>-1</sup>], vrednosti reduciranega sipalnega koeficienta  $\mu'_s$  pa na intervalu [5 cm<sup>-1</sup>, 50 cm<sup>-1</sup>]. Pri tem smo uporabili 35 in 75 enakomerno razporejenih vrednosti za  $\mu_a$  in  $\mu'_s$ . Pri izdelavi 2D LUT inverznega modela smo uporabili Henyey-Greenstein (HG) sipalno fazno funkcijo. Pri tem smo vrednost faktorja anizotropije  $g_1$  postavili na 0,8. V drugi in tretji LUT inverzni model smo vključili dodatno razsežnost v obliki subdifuzijskega optičnega parametra sipalne fazne funkcije. Pri izdelavi obeh 3D LUT inverznih modelov smo uporabili sipalno fazno funkcijo Gegenbauer kernel (GK). Pri 3D LUT  $\gamma$  smo vrednosti  $\gamma$  enakomerno razporedili na intervalu [1,6, 2,3], pri 3D LUT  $\sigma$  pa vrednosti  $\sigma$  na intervalu [0,9, 1,3]. V obeh primerih smo uporabili 15 enakomerno razporejenih vrednosti. V tabeli 1 so zbrane vse optične lastnosti, ki smo jih uporabili pri izdelavi LUT inverznih modelov.

Ker so simulacije MC SRR vedno normirane na absolutni skali (reflektanca je izražena kot razmerje med skupno vsoto zajetih uteži povratno sipanih fotonov in energijo vseh fotonov), meritve SRR pa so normalizirane na Lambertovo kalibracijsko tarčo (npr. Spectralon®), med simulacijami in meritvami vedno obstaja multiplikativna razlika, ki jo je treba določiti s kalibracijo. Za oceno kalibracijske konstante smo izmerjeni SRR optičnih fantomov z znanimi optičnimi lastnostmi primerjali s SRR, ki ga dobimo s simulacijami MC. Za posamezen optični fantom smo kalibracijsko konstanto določili z metodo izpuščanja enega vzorca (ang. 'leave-one-out') – kalibracijsko konstanto smo določili kot povprečje kalibracijskih konstant vseh preostalih 23 optičnih fantomov.

### 3 REZULTATI IN RAZPRAVA

Delovanje inverznih modelov smo najprej ovrednotili na testnem sintetičnem podatkovnem nizu. Pri testnem sintetičnem podatkovnem nizu smo optične lastnosti izbrali tako, da so bile zamaknjene glede na pravokotno mrežo optičnih lastnosti, ki smo jih uporabili za izdelavo LUT.

Pri tem smo uporabili enako sipalno fazno funkcijo, kot je bila uporabljena pri izdelavi LUT. Določanje optičnih lastnosti testnega sintetičnega podatkovnega niza se uporabi za vrednotenje metodologije LUT inverznega modela.

Rezultate inverznih modelov smo ovrednotili z dvema metrikama: korenem povprečne kvadratne napake (ang. 'root mean square error' - RMSE) in z relativnim RMSE (rRMSE), ki sta definirani kot:

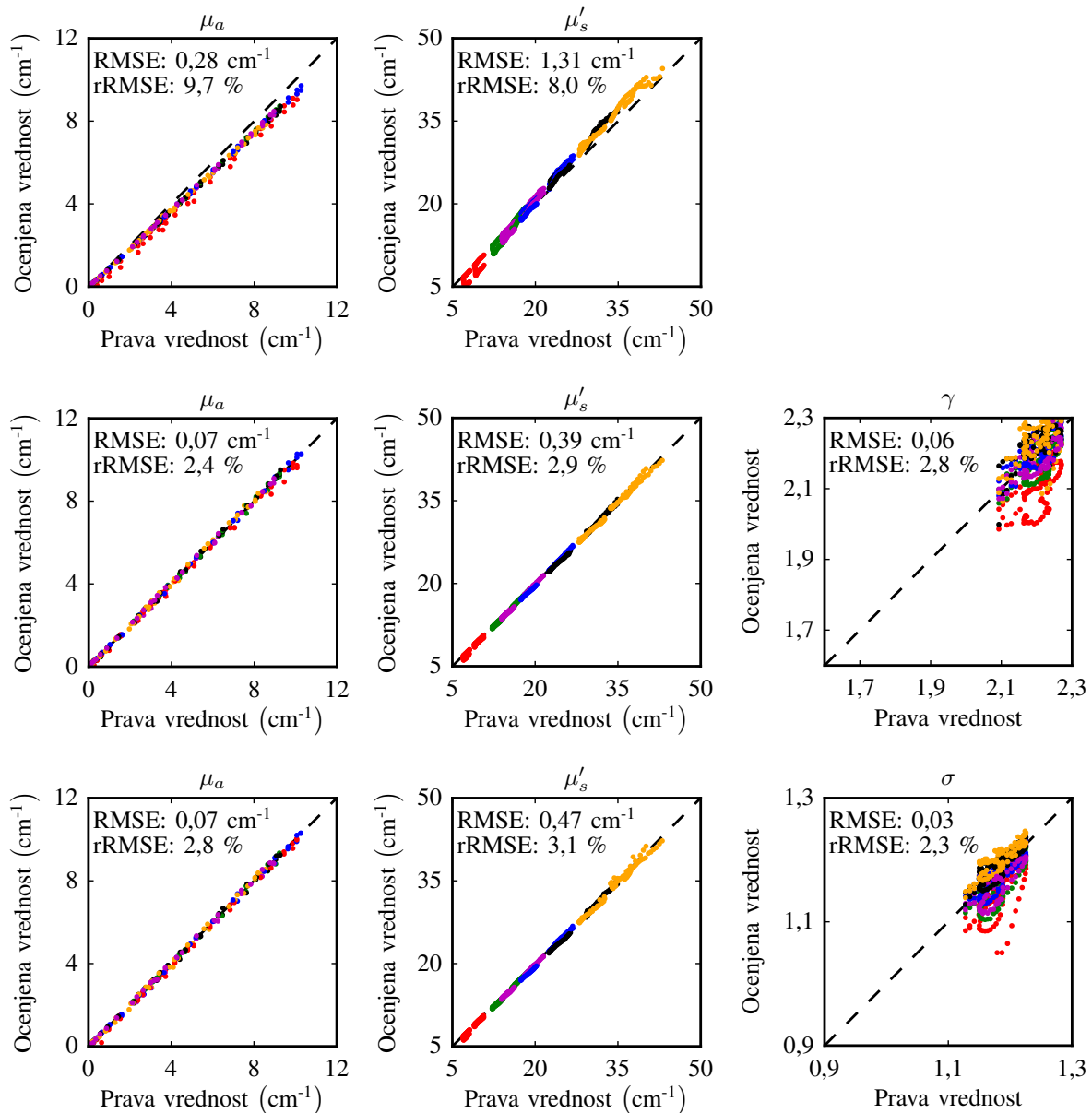
$$\begin{aligned} \text{RMSE} &= \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - y_i)^2}, \\ \text{rRMSE} &= \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \frac{\hat{y}_i - y_i}{y_i} \right)^2}, \end{aligned} \quad (3)$$

kjer  $i$  teče čez vse elemente podatkovnega niza,  $\hat{y}_i$  pomeni z inverznim modelom določeno vrednost izbranega optičnega parametra ( $\mu_a$ ,  $\mu'_s$ ,  $\gamma$  ali  $\sigma$ ),  $y_i$  pa pripadajočo pravo vrednost.

Ocene napak RMSE in rRMSE, ki nastanejo pri določanju optičnih lastnosti iz testnega sintetičnega podatkovnega niza, smo zbrali v tabeli 2. Pri vseh treh LUT inverznih modelih je bila napaka rRMSE manjša ali enaka 0,2% za vse iskane optične lastnosti. Rezultati potrjujejo, da je izbrana metodologija LUT inverznega modela ustrezna.

Zgoraj predstavljeni idealizirani primer s testnim sintetičnim podatkovnim nizom ne pomeni realnega problema, s katerim se srečujemo pri določanju optičnih lastnosti sipajočih medijev, kot so biološka tkiva. Sipalne fazne funkcije sipajočega medija ne poznamo vnaprej, zato je v realnosti sipalna fazna funkcija iskanega vzorca lahko drugačna od sipalne fazne funkcije, ki je bila uporabljena pri izdelavi LUT. Zato smo delovanje inverznih modelov ovrednotili še na Miejevem sintetičnem podatkovnem nizu, kjer smo pripravili SRR-odzive s simulacijami MC za vse optične lastnosti optičnih fantomov iz slike 2. Pri pripravi Miejevega sintetičnega podatkovnega niza smo upoštevali Miejevo sipalno fazno funkcijo, s katero opišemo sipanje svetlobe na mikrosferičnih delcih, ki so vsebovani v optičnih fantomih iz poglavja 2.2.

Na sliki 3 so prikazani rezultati ocen optičnih lastnosti Miejevega sintetičnega podatkovnega niza z vsemi tremi inverznimi modeli: 2D, 3D  $\gamma$  in 3D  $\sigma$ . Če v inverzni model vključimo dodaten subdifuzijski optični parameter (3D inverzni model), v primerjavi z 2D inverznim modelom dobimo dodatno informacijo, ki je povezana



Slika 3: Primerjava ocenjenih in pravih vrednosti z razsevnim diagramom za Miejev sintetični podatkovni niz. V prvi vrstici so prikazani rezultati, ki jih dobimo z 2D LUT inverznim modelom. V drugi in tretji vrstici pa so prikazani rezultati 3D  $\gamma$  in 3D  $\sigma$  LUT inverznih modelov. Barvne oznake rezultatov so usklajene z barvami, s katerimi so bile predstavljene optične lastnosti na sliki 2.

Tabela 3: Vrednotenje rezultatov LUT inverznih modelov z metrikama RMSE in rRMSE (v oklepaju) za Miejev sintetični podatkovni niz, kjer so bili SRR izračunani s simulacijami MC za HSI merilno postavitev.

Inverzni model	$\mu_a$ ( $\text{cm}^{-1}$ )	$\mu'_s$ ( $\text{cm}^{-1}$ )	$\gamma$	$\sigma$
2D LUT	0,28 (9,7%)	1,31 (8,0%)	-	-
3D $\gamma$ LUT	0,07 (2,4%)	0,39 (2,9%)	0,06 (2,8%)	-
3D $\sigma$ LUT	0,07 (2,8%)	0,47 (3,1%)	-	0,03 (2,3%)

s sipalno fazno funkcijo vzorca. Poleg tega se z uporabo 3D inverznega modela tudi napaka pri določitvi vrednosti preostalih dveh optičnih lastnosti  $\mu_a$  in  $\mu'_s$  opazno zmanjša. Če primerjamo rezultate 3D  $\gamma$  in 3D

$\sigma$  inverznih modelov, pa vidimo, da oba subdifuzijska optična parametra dajeta podobne rezultate.

V tabeli 3 smo zbrali napake RMSE in rRMSE iz slike 3. Če primerjamo napake v tabelah 2 (testni sinte-

Tabela 4: Vrednotenje rezultatov LUT inverznih modelov z metrikama RMSE in rRMSE (v oklepaju) za Miejev sintetični podatkovni niz, kjer so bili SRR izračunani s simulacijami MC za OFP merilno postavitev iz študije [10].

Inverzni model	$\mu_a$ (cm <sup>-1</sup> )	$\mu'_s$ (cm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\sigma$
2D LUT	0,89 (32,5%)	1,56 (12,7%)	-	-
3D $\gamma$ LUT	0,28 (10,6%)	0,58 (5,1%)	0,09 (4,1%)	-
3D $\sigma$ LUT	0,36 (12,4%)	0,65 (5,9%)	-	0,04 (3,3%)

Tabela 5: Vrednotenje rezultatov LUT inverznih modelov z metrikama RMSE in rRMSE (v oklepaju) za izmerjene SRR optičnih fantomov s sistemom HSI.

Inverzni model	$\mu_a$ (cm <sup>-1</sup> )	$\mu'_s$ (cm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\sigma$
2D LUT	0,43 (13,8%)	1,80 (10,1%)	-	-
3D $\gamma$ LUT	0,32 (10,0%)	1,35 (5,6%)	0,14 (6,3%)	-
3D $\sigma$ LUT	0,33 (10,1%)	1,41 (5,7%)	-	0,05 (4,1%)

tičen podatkovni niz) in 3 (Miejev sintetični podatkovni niz), so napake bistveno večje pri določanju optičnih lastnosti Miejevega sintetičnega podatkovnega niza. Ti rezultati poudarjajo kompleksnost določanja optičnih lastnosti sipajočih medijev, pri katerih je sipalna fazna funkcija medija drugačna od sipalne fazne funkcije, s katero je bil izdelan LUT.

V obstoječi literaturi je uporaba OFP merilne postavitev za zajemanje SRR bistveno bolj razširjena kot HSI merilna postavitev. Zato smo še ocenili napake, ki jih dobimo pri določanju optičnih lastnosti Miejevega sintetičnega podatkovnega niza z uporabo OFP merilne geometrije iz študije [10]. Spet smo SRR določili s simulacijami MC in rezultate (napake) zbrali v tabeli 4\*. Opazimo podobne lastnosti kot za HSI merilno postavitev - vpeljava dodatnega subdifuzijskega optičnega parametra sipalne fazne funkcije izboljša oceno  $\mu_a$  in  $\mu'_s$ , pri 3D LUT inverznem modelu pa oba subdifuzijska optična parametra  $\gamma$  in  $\sigma$  dajeta podobne rezultate. Če primerjamo napake RMSE in rRMSE v tabelah 3 in 4, opazimo, da so napake, kjer SRR simuliramo za HSI merilno postavitev, nekoliko manjše. To pomeni, da je določitev optičnih lastnosti s HSI merilno postavitvijo robustnejša kot določitev z OFP merilno postavitvijo, kar je posledica uporabe večjega števila SDS za opis SRR.

Optične lastnosti optičnih fantomov iz poglavja 2.2 smo na koncu določili še z uporabo meritev sistema HSI. Pri določitvi kalibracijske konstante smo si pomagali z Miejevim sintetičnim podatkovnim nizom. Kot je bilo omenjeno že v poglavju 2.3, smo kalibracijsko konstanto določili z metodo izpuščanja enega vzorca. Rezultati določitve optičnih lastnosti optičnih fantomov so zbrani v tabeli 5. Napaki RMSE in rRMSE iz tabele 5 sta v primerjavi z rezultati Miejevega sintetičnega podatkovnega niza (tabela 3) pričakovano večji, saj je v oceno optičnih lastnosti vnesena še merilna negotovost. Vseeno pa pridemo do podobnih sklepov, kot pri inverznem

modelu z Miejevim sintetičnim podatkovnim nizom: vpeljava dodatnega subdifuzijskega optičnega parametra v inverzni model poleg dodatne informacije izboljša tudi določitev preostalih dveh optičnih lastnosti  $\mu_a$  in  $\mu'_s$ .

## 4 SKLEP

V študiji smo uporabili meritve SRR in z njimi določili optične lastnosti sipajočih medijev v okviru absorpcijskega koeficienta  $\mu_a$ , reduciranega sipalnega koeficienta  $\mu'_s$  in subdifuzijskega optičnega parametra ( $\gamma$  ali  $\sigma$ ) za opis vpliva sipalne fazne funkcije na SRR. Meritve SRR smo izvedli z uporabo sistema HSI, optične lastnosti pa smo določili z inverznim modelom, ki temelji na LUT.

Pokazali smo, da z vpeljavo dodatnega parametra, s katerim opišemo vpliv sipalne fazne funkcije na SRR, izboljšamo določitev optičnih lastnosti. Poleg dodatne informacije o sipajočem mediju, ki jo prinese določitev dodatnega parametra, se namreč tako izboljša tudi ocena parametrov  $\mu_a$  in  $\mu'_s$ .

Rezultate Miejevega sintetičnega inverznega modela, ki jih dobimo za HSI merilno postavitev, smo primerjali z rezultati OFP merilne postavitev, ki se v literaturi pogosteje uporablja za merjenje SRR. Dobili smo primerljive rezultate. Na račun višje prostorske ločljivosti v zajeti SRR je določitev optičnih lastnosti bolj robustna pri HSI merilni postavitvi. Dodatna prednost uporabe HSI v primerjavi z OFP pa je tudi brezstično zajemanje SRR.

## ZAHVALA

Raziskavo je omogočila Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije v okviru programa P2-0232 ter projektov J2-8173, J2-7118 in J2-7211.

## LITERATURA

- [1] S. L. Jacques, "Optical properties of biological tissues: A review," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 58, no. 11, p. 5007, Jun. 2013.

\*Rezultati so pripravljani na enak način kot v obstoječi študiji [10], vendar so bile napake ponovno preračunane za območje valovnih dolžin svetlobe, ki smo jih uporabili v tej študiji. V analizo smo dodali še subdifuzijski optični parameter  $\sigma$ , ki v študiji [10] ni bil uporabljen.

- [2] A. N. Bashkatov, E. A. Genina, and V. V. Tuchin, "Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: A review," *Journal of Innovative Optical Health Sciences*, vol. 04, no. 01, pp. 9–38, Jan. 2011.
- [3] D. M. McClatchy III, E. J. Rizzo, W. A. Wells, P. P. Cheney, J. C. Hwang, K. D. Paulsen, B. W. Pogue, and S. C. Kanick, "Wide-field quantitative imaging of tissue microstructure using sub-diffuse spatial frequency domain imaging," *Optica*, vol. 3, no. 6, p. 613, Jun. 2016.
- [4] J. J. Bravo, K. D. Paulsen, D. W. Roberts, and S. C. Kanick, "Sub-diffuse optical biomarkers characterize localized microstructure and function of cortex and malignant tumor," *Optics Letters*, vol. 41, no. 4, p. 781, Feb. 2016.
- [5] N. Bodenschatz, S. Lam, A. Carraro, J. Korbelik, D. M. Miller, J. N. McAlpine, M. Lee, A. Kienle, and C. MacAulay, "Diffuse optical microscopy for quantification of depth-dependent epithelial backscattering in the cervix," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 21, no. 6, pp. 066 001–066 001, 2016.
- [6] F. Bevilacqua and C. Depeursinge, "Monte Carlo study of diffuse reflectance at source–detector separations close to one transport mean free path," *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 16, no. 12, p. 2935, Dec. 1999.
- [7] K. W. Calabro and I. J. Bigio, "Influence of the phase function in generalized diffuse reflectance models: Review of current formalisms and novel observations," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 19, no. 7, pp. 075 005–075 005, 2014.
- [8] S. C. Kanick, D. M. McClatchy, V. Krishnaswamy, J. T. Elliott, K. D. Paulsen, and B. W. Pogue, "Sub-diffusive scattering parameter maps recovered using wide-field high-frequency structured light imaging," *Biomedical Optics Express*, vol. 5, no. 10, p. 3376, Oct. 2014.
- [9] N. Bodenschatz, P. Krauter, A. Liemert, and A. Kienle, "Quantifying phase function influence in sub-diffusively backscattered light," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 21, no. 3, pp. 035 002–035 002, 2016.
- [10] P. Naglič, F. Pernuš, B. Likar, and M. Bürmen, "Estimation of optical properties by spatially resolved reflectance spectroscopy in the subdiffusive regime," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 21, no. 9, pp. 095 003–095 003, 2016.
- [11] —, "Adopting higher-order similarity relations for improved estimation of optical properties from subdiffusive reflectance," *Optics Letters*, vol. 42, no. 7, pp. 1357–1360, 2017.
- [12] A. L. Post, S. L. Jacques, H. J. C. M. Sterenborg, D. J. Faber, and T. G. van Leeuwen, "Modeling subdiffusive light scattering by incorporating the tissue phase function and detector numerical aperture," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 22, no. 5, pp. 050 501–050 501, 2017.
- [13] U. Utzinger and R. R. Richards-Kortum, "Fiber optic probes for biomedical optical spectroscopy," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 8, no. 1, pp. 121–147, 2003.
- [14] T. Y. Tseng, C. Y. Chen, Y. S. Li, and K. B. Sung, "Quantification of the optical properties of two-layered turbid media by simultaneously analyzing the spectral and spatial information of steady-state diffuse reflectance spectroscopy," *Biomedical Optics Express*, vol. 2, no. 4, p. 901, Apr. 2011.
- [15] M. Sharma, R. Hennessy, M. K. Markey, and J. W. Tunnell, "Verification of a two-layer inverse Monte Carlo absorption model using multiple source-detector separation diffuse reflectance spectroscopy," *Biomedical Optics Express*, vol. 5, no. 1, pp. 40–53, Dec. 2013.
- [16] A. Koenig, S. Grande, K. Dahel, A. Planat-Chrétien, V. Poher, C. Goujon, and J.-M. Dinten, "Diffuse reflectance spectroscopy: A clinical study of tuberculin skin tests reading," in *Proc. SPIE 8592, Biomedical Applications of Light Scattering VII*, A. P. Wax and V. Backman, Eds., vol. 8592. San Francisco, USA: SPIE, 2013, pp. 85 920S–85 920S–8.
- [17] C. Zhu and Q. Liu, "Numerical investigation of lens based setup for depth sensitive diffuse reflectance measurements in an epithelial cancer model," *Optics Express*, vol. 20, no. 28, p. 29807, Dec. 2012.
- [18] F. Jaillon, W. Zheng, and Z. Huang, "Beveled fiber-optic probe couples a ball lens for improving depth-resolved fluorescence measurements of layered tissue: Monte Carlo simulations," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 53, no. 4, pp. 937–951, Feb. 2008.
- [19] V. Sorgato, M. Berger, C. Emain, A. Koenig, B. Roig, C. Vever-Bizet, J.-M. Dinten, G. Bourgeckly, and A. Planat-Chrétien, "Non-contact quantitative diffuse reflectance spectroscopy," in *Proc. SPIE 9538, Diffuse Optical Imaging V*, P. Taroni and H. Dehghani, Eds., vol. 9538. Munich, Germany, EU: SPIE, Jul. 2015, p. 95380U.
- [20] S. F. Bish, N. Rajaram, B. Nichols, and J. W. Tunnell, "Development of a noncontact diffuse optical spectroscopy probe for measuring tissue optical properties," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 16, no. 12, pp. 120 505–120 505, 2011.
- [21] S. Andree, C. Reble, J. Helfmann, I. Gersonde, and G. Illing, "Evaluation of a novel noncontact spectrally and spatially resolved reflectance setup with continuously variable source-detector separation using silicone phantoms," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 15, no. 6, pp. 067 009–067 009–12, 2010.



- [22] P. Naglič, F. Pernuš, B. Likar, and M. Bürmen, "Limitations of the commonly used simplified laterally uniform optical fiber probe-tissue interface in Monte Carlo simulations of diffuse reflectance," *Biomedical Optics Express*, vol. 6, no. 10, p. 3973, Oct. 2015.
- [23] F. Foschum, M. Jäger, and A. Kienle, "Fully automated spatially resolved reflectance spectrometer for the determination of the absorption and scattering in turbid media," *Review of Scientific Instruments*, vol. 82, no. 10, p. 103104, Oct. 2011.
- [24] M. Pilz, S. Honold, and A. Kienle, "Determination of the optical properties of turbid media by measurements of the spatially resolved reflectance considering the point-spread function of the camera system," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 13, no. 5, pp. 054 047–054 047–6, 2008.
- [25] J. R. Weber, D. J. Cuccia, A. J. Durkin, and B. J. Tromberg, "Noncontact imaging of absorption and scattering in layered tissue using spatially modulated structured light," *Journal of Applied Physics*, vol. 105, no. 10, p. 102028, May 2009.
- [26] M. A. Mireles, J. D. Johansson, P. Farzam, and T. Durduran, "Non-contact, scanning hyperspectral diffuse optical spectroscopy and diffuse correlation spectroscopy system," in *Proc. SPIE 9538, Diffuse Optical Imaging V*, H. Dehghani and P. Taroni, Eds., vol. 9538. Munich, Germany, EU: SPIE, 2015.
- [27] M. Ivančič, P. Naglič, F. Pernuš, B. Likar, and M. Bürmen, "Extraction of optical properties from hyperspectral images by Monte Carlo light propagation model," in *Proc. SPIE, Optical Interactions with Tissue and Cells XXVII*. San Francisco, CA, USA: SPIE, 2016.
- [28] H. Cen and R. Lu, "Optimization of the hyperspectral imaging-based spatially-resolved system for measuring the optical properties of biological materials," *Optics Express*, vol. 18, no. 16, p. 17412, Aug. 2010.
- [29] M. Bregar, M. Bürmen, U. Aljančič, B. Cugmas, F. Pernuš, and B. Likar, "Contact pressure-aided spectroscopy," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 19, no. 2, pp. 020 501–020 501, 2014.
- [30] B. Cugmas, M. Bregar, M. Bürmen, F. Pernuš, and B. Likar, "Impact of contact pressure-induced spectral changes on soft-tissue classification in diffuse reflectance spectroscopy: Problems and solutions," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 19, no. 3, pp. 037 002–037 002, 2014.
- [31] B. Cugmas, M. Bürmen, M. Bregar, F. Pernuš, and B. Likar, "Pressure-induced near infrared spectra response as a valuable source of information for soft tissue classification," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 18, no. 4, pp. 047 002–047 002, 2013.
- [32] A. Liemert, D. Reitzle, and A. Kienle, "Analytical solutions of the radiative transport equation for turbid and fluorescent layered media," *Scientific Reports*, vol. 7, no. 1, p. 3819, Jun. 2017.
- [33] A. Liemert and A. Kienle, "Exact and efficient solution of the radiative transport equation for the semi-infinite medium," *Scientific Reports*, vol. 3, Jun. 2013.
- [34] ———, "Spatially modulated light source obliquely incident on a semi-infinite scattering medium," *Optics Letters*, vol. 37, no. 19, p. 4158, Oct. 2012.
- [35] E. Vitkin, V. Turzhitsky, L. Qiu, L. Guo, I. Itzkan, E. B. Hanlon, and L. T. Perelman, "Photon diffusion near the point-of-entry in anisotropically scattering turbid media," *Nature Communications*, vol. 2, p. 587, Dec. 2011.
- [36] B. Majaron, M. Milanič, and J. Premru, "Monte Carlo simulation of radiation transport in human skin with rigorous treatment of curved tissue boundaries," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 20, no. 1, pp. 015 002–015 002, 2015.
- [37] L. Wang, S. L. Jacques, and L. Zheng, "MCML—Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 47, no. 2, pp. 131–146, Jul. 1995.
- [38] S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, and A. J. Welch, "A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue," G. Mueller and Sliney, Eds. SPIE Series Vol. IS 5:102-111, 1989.
- [39] J. Premru, "Numericna simulacija razširjanja svetlobe v bioloških tkivih z metodo Monte Carlo in geometrijsko korektno obravnavo mejnih ploskev," Mastersthesi, University of Ljubljana, Ljubljana, 2012.
- [40] C. Zhu and Q. Liu, "Review of Monte Carlo modeling of light transport in tissues," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 18, no. 5, pp. 050 902–050 902, 2013.
- [41] M. Bürmen, "Vpliv zmanjšanja simulacijskega volumna na napako in hitrost izračunov reflektance z metodo monte carlo," vol. 84, no. 1-2, pp. 61–65, 2017. [Online]. Available: <http://ev.fe.uni-lj.si/1-2-2017/Burmen.pdf>
- [42] R. Hennessy, S. L. Lim, M. K. Markey, and J. W. Tunnell, "Monte Carlo lookup table-based inverse model for extracting optical properties from tissue-simulating phantoms using diffuse reflectance spectroscopy," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 18, no. 3, pp. 037 003–037 003, 2013.
- [43] B. S. Nichols, N. Rajaram, and J. W. Tunnell, "Performance of a lookup table-based approach for measuring tissue optical properties with diffuse optical spectroscopy," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 17, no. 5, p. 057001, May 2012.
- [44] N. Rajaram, T. H. Nguyen, and J. W. Tunnell, "Lookup table-based inverse model for determi-

- ning optical properties of turbid media,” *Journal of Biomedical Optics*, vol. 13, no. 5, pp. 050 501–050 501–3, 2008.
- [45] I. Fredriksson, M. Larsson, and T. Strömberg, “Inverse Monte Carlo method in a multilayered tissue model for diffuse reflectance spectroscopy,” *Journal of Biomedical Optics*, vol. 17, no. 4, pp. 047 004–047 004, 2012.
- [46] P. Naglič, M. Bregar, F. Pernuš, B. Likar, and M. Bürmen, “Accuracy of experimental data and Monte Carlo simulation lookup table-based inverse models for assessment of turbid media optical properties with diffuse reflectance spectroscopy,” in *Proc. SPIE 9333, Biomedical Applications of Light Scattering IX*. San Francisco, USA: SPIE, Mar. 2015, p. 933310.
- [47] J. Jemec, “Karakterizacija prenosne funkcije in dekonvolucija pri hiperspektralnem slikanju: doktorska disertacija. univerza v Ljubljani,” 2016.
- [48] P. Usenik, “Hiperspektralno slikanje zobnih tkiv: doktorska disertacija. univerza v Ljubljani,” 2013.
- [49] B. W. Pogue and M. S. Patterson, “Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry,” *Journal of Biomedical Optics*, vol. 11, no. 4, pp. 041 102–041 102–16, 2006.
- [50] R. Michels, F. Foschum, and A. Kienle, “Optical properties of fat emulsions,” *Optics Express*, vol. 16, no. 8, p. 5907, Apr. 2008.
- [51] F. Martelli, S. Del Bianco, A. Ismaelli, and G. Zaccanti, *Light Propagation through Biological Tissue and Other Diffusive Media*, 1st ed. Bellingham, Washington, USA: SPIE, Jan. 2010.
- [52] B. Cugmas and P. Naglič, “Obstojnost črnih v vodnih fantomih za uporabo z difuzno reflektančno spektroskopijo,” vol. 83, no. 3, pp. 93–98, 2016. [Online]. Available: <http://ev.fe.uni-lj.si/3-2016/Cugmas.pdf>
- [53] P. Naglič, B. Cugmas, F. Pernuš, B. Likar, and M. Bürmen, “Extraction of optical properties in the sub-diffuse regime by spatially resolved reflectance spectroscopy,” in *Proc. SPIE, Optical Interactions with Tissue and Cells XXVII*, vol. 9706. San Francisco, USA: SPIE, 2016.
- [54] M. Bürmen, F. Pernuš, and B. Likar, “Spectral Characterization of Near-Infrared Acousto-optic Tunable Filter (AOTF) Hyperspectral Imaging Systems Using Standard Calibration Materials,” *Applied Spectroscopy*, vol. 65, no. 4, pp. 393–401, Apr. 2011.
- [55] J. Kutrašnik, M. Bürmen, F. Pernuš, and B. Likar, “Spectral characterization and calibration of AOTF spectrometers and hyper-spectral imaging systems,” *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, vol. 101, no. 1, pp. 23–29, Mar. 2010.
- [56] Z. Špiclin, J. Kutrašnik, M. Bürmen, F. Pernuš, and B. Likar, “Geometric calibration of a hyperspectral imaging system,” *Applied Optics*, vol. 49, no. 15, p. 2813, May 2010.
- [57] E. Alerstam, T. Svensson, and S. Andersson-Engels, “Parallel computing with graphics processing units for high-speed Monte Carlo simulation of photon migration,” *Journal of Biomedical Optics*, vol. 13, no. 6, pp. 060 504–060 504–3, 2008.
- [58] L. Wang, S. L. Jacques, and L. Zheng, “Conv—convolution for responses to a finite diameter photon beam incident on multi-layered tissues,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 54, no. 3, pp. 141–150, Nov. 1997.

**Matic Ivančič** je mladi raziskovalec v Laboratoriju za slikovne tehnologije na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Njegovo področje raziskovanja obsega modeliranje širjenja svetlobe v sipajočih medijih in hiperspektralno slikanje.

**Peter Naglič** je doktoriral leta 2017 na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Zaposlen je kot asistent na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Njegovo raziskovalno področje zavzema računalniške simulacije potovanja svetlobe v sipajočih sredstvih in proučevanje sipajočih snovi z difuzno reflektančno spektroskopijo.

**Miran Bürmen** je zaposlen na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani, kjer se pedagoško in raziskovalno ukvarja s spektroskopijo in hiperspektralnim slikanjem, modeliranjem spektroskopskih in hiperspektralnih slikovnih sistemov, obdelavo in analizo spektrov in hiperspektralnih slik ter modeliranjem širjenja svetlobe po sipajočih medijih.