KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

MARTYNAS PATAŠIUS

AKIES DUGNO VAIZDŲ AUTOMATINĖ ANALIZĖ

Daktaro disertacija Technologijos mokslai, informatikos inžinerija (07 T)

2010, Kaunas

Disertacija rengta 2006 – 2010 metais Kauno technologijos universitete, Biomedicininės inžinerijos institute.

Mokslinis vadovas:

doc. dr. Vaidotas MAROZAS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, informatikos inžinerija – 07 T).

© M. Patašius, 2010

TURINYS

Paveiksly	į sąrašas	. 5
Lentelių s	5ąrašas	.7
Terminų	ir santrumpų sąrašas	. 8
ĮVADAS		10
1. AKI	ES DUGNO ANATOMINIŲ STRUKTŪRŲ MODELIAVIMO II	R
ATPAŽII	NIMO METODŲ ANALIZĖ	14
1.1.	Akies dugno objektai	14
1.2.	Anatominių struktūrų modeliavimas	18
1.3.	Akies dugno vaizdų analizė	22
1.3.1	I. Pirminis vaizdų apdorojimas	23
1.3.2	2. Kraujagyslių radimas	24
1.3.3	B. Regos nervo disko ir ekskavacijos radimas	30
1.3.4	4. Foveos ir geltonosios dėmės radimas	33
1.3.5	5. Akies dugno defektų atpažinimas	34
1.3.6	6. Akies dugno objektų parametrizavimas	37
1.4.	Vingiuotumo skaičiavimo metodai	38
1.5.	Pirmojo skyriaus išvados	40
2. BIO	MECHANINIS KRAUJAGYSLIŲ MODELIAVIMAS	41
2.1.	Kraujagyslės biomechaninis modeliavimas baigtiniais elementais	41
2.2.	Eksperimentinis kraujagyslės modelio validavimas	46
2.3.	Kraujagyslių mechaninių parametrų įvertinimas	52
2.4.	Antrojo skyriaus išvados	53
3. AKI	ES DUGNO KRAUJAGYSLIŲ RADIMAS IR	
PARAM	ETRIZAVIMAS	55
3.1.	Kraujagyslių radimui palankios spalvų kombinacijos nustatymas	55
3.2.	Spalvų kombinacijų, optimizuotų kraujagyslių išryškinimui,	
radima	S	59
3.3.	Kraujagyslių trasavimas	63
3.4.	Subjektyvių ir objektyvių vingiuotumo įverčių palyginimas	70
3.5.	Trečiojo skyriaus išvados	73
4. REC	GOS NERVO DISKO RIBŲ AIŠKUMO ĮVERTINIMAS	74
4.1.	Regos nervo diską išryškinančios spalvų kombinacijos	74
4.2.	Kontrastu pagrįstas regos nervo ribų aiškumo įvertinimas	74
4.3.	Filtravimu pagrįstas regos nervo disko ribos aiškumo įvertinimas	77
4.4.	Ketvirtojo skyriaus išvados	79
5. DRŪ	JZŲ RADIMAS AKIES DUGNO VAIZDUOSE	80
5.1.	Drūzas išryškinančių spalvų kombinacijų radimas	80
5.2.	Drūzų radimo algoritmas	81
5.3.	Penktojo skyriaus išvados	90

6.	IŠVADOS	. 91
7.	LITERATŪROS SĄRAŠAS	. 93
MO	KSLINIŲ PUBLIKACIJŲ DISERTACIJOS TEMA SĄRAŠAS	104
PRI	EDAI	107
1	priedas. Akies dugno kraujagyslių vingiuotumo įverčio patikslinimas	107

PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS

1 pav. Disertacijos struktūros schema	.12
2 pav. Žmogaus akies anatominė schema (pagal (Gray, 1918))	.14
3 pav. Žmogaus akies dugno vaizdas	.15
4 pav. Venos (V) ir arterijos (A) skerspjūviai su pažymėtais vidiniu (e),	
tarpiniu (m) ir išoriniu (a) sluoksniais (Gray, 1918)	.16
5 pav. Vieno elektrohemodinaminės analogijos modelio elektrinė schema	
(pagal (Kupčiūnas ir Kopustinskas, 2006))	.21
6 pav. STARE bazės vaizdų pavyzdys (vaizdas nr. 1)	. 29
7 pav. DRIVE bazės vaizdų pavyzdys (vaizdas nr. 21 iš apmokymo imties))30
8 pav. Kraujagyslės modelis baigtiniais elementais	.41
9 pav. Kraujagyslės sienelės segmentų aproksimavimas apskritimais	.43
10 pav. Vamzdelio vingiuotumo įverčiai kaip vidinio slėgio funkcijos	.44
11 pav. Vamzdelio vingiuotumo įverčiai kaip kraujagyslės sienelės Jungo	
modulio funkcijos	.45
12 pav. Vamzdelio vingiuotumo įverčiai kaip kraujagyslės sienelės Puasor	10
santykio funkcijos	.46
13 pav. Eksperimento su silikoniniu vamzdeliu aparatūra	.47
14 pav. Pavyzdinis lateksinio vamzdelio vaizdas (a) ir vamzdelio ribų	
radimas (b)	.48
15 pav. Vidutinis vamzdelio skersmuo kaip vidinio slėgio funkcija	.49
16 pav. Vamzdelio vingiuotumas kaip vidinio slėgio funkcija	. 50
17 pav. Vamzdelio vingiuotumas kaip vidinio slėgio kvadrato funkcija	.51
18 pav. Akies dugno fragmentas su kraujagyslės pjūviu RGB spalvų erdvė	je
(a), jo žalias komponentas (b), žalio ir mėlyno komponentų skirtur	nas
(c) ir kraujagyslės pjūvio profilis (d)	. 55
19 pav. Kryptys, kuriomis kaimyninių pikselių reikšmės nagrinėtos sudara	nt
atraminį reflekso vaizdą	. 56
20 pav. Vidutinė kraujagyslėms priklausančių pikselių dalis su atitinkamu	
spalvų intensyvumu skirtingiems RGB komponentams ir jų	
deriniams	.57
21 pav. Optimalių spalvų kombinacijų radimas (supaprastinta schema)	. 59
22 pav. ROC kreivių pirmajam DRIVE bazės testavimo imties paveikslėlių	ui
palyginimas (žalia spalva, optimizuota "globali" spalvų kombinac	ija
ir atsitiktinis skirstymas)	.60
23 pav. ROC kreivių visiems DRIVE bazės testavimo imties paveikslėlian	15
palyginimas (žalia spalva, optimizuota "superglobali" spalvų	
kombinacija ir atsitiktinis skirstymas)	.61
24 pav. Optimalių spalvų kombinacijų efektyvumo patikrinimas	. 62
25 pav. Kraujagyslės trasavimo žingsnis	. 64

26 pav.	Supaprastinta rekursinio kraujagyslių trasavimo algoritmo blokinė	66
27 001	Suparrastinta itaraginia kraujagyaliu trasavima algoritmo blakino	00
27 pav.	supaprastinia neracinio kraujagysnų trasavinio algoritino biokine	67
1 0 mar	Vravia gualiu tragovina regultata navuzdua	607
20 pav.	Kraujagyslių tradimo algoritmų romitatoj sų daumiolittų DDIVE	00
29 pav.	hazás tastinás imtias vaizdu	70
20 nov	Skirtingu gydytaiu pataiktu vingiuatuma vartinimu (ST1 ST2 ST2	20
30 pav.	STAOS1 STAOS2 STAOS2) ir ju medienu (STM ir STAOSM)	,
	Shaosh, Shaosh, Shaosh, Shaosh) II jų Indulaių (Shvi II Shaoshi) Snirmana karaliacijos kasticiontai	71
31 nav	Spirmano koraliacijos koeficientai tarn gydytojų pateiktų įverčių	/1
JI pav.	medianu (STM ir STAOSM) ir artimiausių jiems automatinių įverčių	in
		72
32 pav.	Spirmano koreliacijos koeficientai tarp gydytojų pateiktų įverčių ir	•
	artimiausių jiems automatinių įverčių	72
33 pav.	Atkarpos, naudojamos kontrastu pagrįstam RND ribų ryškumo	
	vertinimui	75
34 pav.	Tyrime naudotų regos nervo diskų pavyzdžiai	76
35 pav.	Filtru pagrįstas regos nervo disko ribų aiškumo įvertinimas	77
36 pav.	Akies dugno vaizdas (a) ir vaizdas su sužymėtomis drūzomis (b)	80
37 pav.	Drūza (a) ir jos profilis nurodyta kryptimi (b)	81
38 pav.	Supaprastinta "fontano" algoritmo blokinė schema	82
39 pav.	Supaprastinta "antrinio fontano" apdorojimo blokinė schema	83
40 pav.	Dūzos profilio modelis – dalimis tiesinė funkcija	84
41 pav.	Dūzos profilio modelis – kubinis splainas	85
42 pav.	Dūzos modelis, gautas iš dalimis tiesinės funkcijos	86
43 pav.	Dūzos modelis, gautas iš kubinio splaino	87
44 pav.	Vaizdo fragmentas su drūza (a), tas pats fragmentas po išankstinio	
	apdorojimo (b), funkcija S=S(V) (c) ir drūza, rasta naudojant	
	siūlomąjį metodą (d)	88
45 pav.	Apskaičiuoto parabolės vingiuotumo įverčio priklausomybė nuo	
	diskretizavimo žingsnio1	07
46 pav.	Apskaičiuoto eksponentės vingiuotumo įverčio priklausomybė nuo	
	diskretizavimo žingsnio1	08
47 pav.	Apskaičiuoto parabolės vingiuotumo įverčio priklausomybė nuo	
-	diskretizavimo žingsnio, kai taškai pasiskirstę netolygiai1	08
48 pav.	Apskaičiuoto eksponentės vingiuotumo įverčio priklausomybė nuo	
-	diskretizavimo žingsnio, kai taškai pasiskirstę netolygiai1	08

LENTELIŲ SĄRAŠAS

1 lentelė. Kraujo biomechaniniai parametrai, naudoti literatūroje aprašytuose
modeliuose18
2 lentelė. Kraujagyslės sienelės biomechaniniai parametrai, naudoti
literatūroje aprašytuose modeliuose19
3 lentelė. Kraujagyslės aplinkos biomechaniniai parametrai, naudoti
literatūroje aprašytuose modeliuose19
4 lentelė. Kraujotakos parametrai, naudoti literatūroje aprašytuose
modeliuose19
5 lentelė. Eksperimento su silikoniniu vamzdeliu rezultatai, naudojant vaizdų
analizę47
6 lentelė. Silikoninio vamzdelio diametro priklausomybė nuo slėgio,
nustatyta naudojant baigtinius elementus48
7 lentelė. Eksperimentiškai rastos spalvų kombinacijos, optimizuotos
kraujagyslių išryškinimui60
8 lentelė. Eksperimentiškai rastos spalvų kombinacijos, optimizuotos
kraujagyslių išryškinimui (naudojant STARE bazę)61
9 lentelė. Vidutiniai klasifikavimo kokybės rodikliai, taikant optimizuotas
spalvų kombinacijas kraujagyslių segmentavimo algoritmui,
pritaikytam žaliai spalvai
10 lentelė. Vidutiniai klasifikavimo kokybės rodikliai, taikant optimizuotas
spalvų kombinacijas kraujagyslių trasavimo algoritmui, pritaikytam
žaliai spalvai
11 lentelė. Skirtingų kraujagyslių radimo metodų pasiekiami rezultatai69
12 lentele. Eksperimentiskai rastos spalvų kombinacijos, optimizuotos regos
nervo disko isryskinimui
13 lentele. Plotal po ROC kreive, apibudinantys skirtingų filtravimu pagrįsto
regos nervo disko ryskumo nustatymo metodo variantų kokybę/8
14 ienteie. Eksperimentiskai rastos spaivų kombinacijos, optimizuotos druzų
ISFYSKINIMUI
15 ientelė. Vidutiniai drūzų pradinių taskų radimo patikimumo rodikliai
10 ientele. v idutinai di užų fadinio patikiniuno fodikitai

TERMINŲ IR SANTRUMPŲ SĄRAŠAS

Akies dugnas	Akies dalis, matoma per vyzdį.		
Akispūdis	Slėgis akies stiklakūnio viduje.		
Bifurkacija	Kraujagyslių išsišakojimas.		
Drūzos	Akies dugno defektai – gelsvos lipidų sankaupos.		
Geltonoji dėmė	Akies dugno sritis, kurioje regejimo aštrumas normaliomis		
Ū	sąlygomis didžiausias		
Grafas	Matematinis objektas, susidedantis iš netuščios viršūnių		
	aibės ir šių viršūnių poras jungiančių briaunų aibės.		
HSL	Spalvų erdvė, susidedanti iš vieno toną nusakančio		
	komponento (H), vieno sodruma nusakančio komponento (S)		
	ir vieno šviesumą nusakančio komponento (L);		
	sutrumpinimas iš angl. Hue, Saturation, Lightness.		
HSV	Spalvų erdvė, susidedanti iš vieno toną nusakančio		
	komponento (H), vieno sodrumą nusakančio komponento (S)		
	ir vieno ryškumą nusakančio komponento (V);		
	sutrumpinimas iš angl. Hue, Saturation, Value.		
Intrakranalinis	Slėgis smegeninės kaukolės dalies viduje.		
slėgis			
YIQ	Spalvų erdvė, susidedanti iš vieno šviesumą nusakančio		
	komponento (Y) ir dviejų spalvą nusakančių komponentų (I		
	ir Q), naudojama spalvotajai televizijai pagal NTSC		
	standartą.		
YUV	Spalvų erdvė, susidedanti iš vieno šviesumą nusakančio		
	komponento (Y) ir dviejų spalvą nusakančių komponentų (U		
	ir V), naudojama analoginei spalvotajai televizijai pagal PAL		
	standartą.		
Jungo modulis	Fizikinis dydis, nusakantis medžiagos atsparumą gniuždymui		
	ar tempimui.		
Jautrumas	Teisingai atpažintų "teigiamų" atvejų dalis.		
MCC	Metjuzo koreliacijos koeficientas; sutrumpinimas iš angl.		
	Mattews Correlation Coefficient.		
Medianinis filtras	Filtras, kiekvieno taško reikšmę keičiantis jo aplinkos taškų		
	reikšmių mediana.		
Morfologinė	Matematinės morfologijos operacija, randanti kiekvieno		
erozija	pikselio aplinkos (nusakytos struktūriniu elementu)		
	minimumą.		
Morfologinis	Matematinės morfologijos operacija, randanti kiekvieno		
išplėtimas	pikselio aplinkos (nusakytos struktūriniu elementu)		
	maksimumą.		
Neovaskuliarizacija	Papıldomų mažų kraujagyslių formavimasis.		
Regos nervo diskas	Akies dugno vieta per kurią akies tinklainė jungiasi prie		
	regos nervo.		

RGB	Spalvų erdvė, susidedanti iš raudoną (R), žalią (G) ir mėlyną (B) spalvą nusakančių komponentų; sutrumpinimas iš angl. <i>Red, Green, Blue.</i>		
ROC kreivė	Grafikas, rodantis klasifikatoriaus jautrumo ir specifiškumo sąryšį keičiant slenkstį; sutrumpinimas iš angl. <i>Receiver</i> operating characteristic.		
Puasono santykis	Fizikinis dydis, nusakantis kūno deformaciją kryptimis, statmenomis tempimo ar gniuždymo krypčiai.		
Skaitmeninis filtras	Sistema, atliekanti matematines operacijas su diskretiniais signalais.		
Specifiškumas	Teisingai atpažintų "neigiamų" atvejų dalis.		
Splainas	Dalimis polinominė tolydi funkcija.		
Validavimas	Modelio ir fizikinės sistemos atitikimo nustatymas.		
Vandenskyros	Vaizdų segmentavimo metodas, imituojantis vandenskyros		
transformacija	linijų radimą pagal reljefą.		
Vidurkinis filtras	Filtras, kiekvieno taško reikšmę keičiantis jo aplinkos taškų reikšmių vidurkiu.		
Vynerio filtras	Optimalus filtras, atskiriantis signalą nuo triukšmo, kai žinomi prognozuojami signalo ir triukšmo spektrai.		

ĮVADAS

Darbo aktualumas

Akies dugnas – akies dalis, matoma per vyzdį. Ji gali būti nesudėtingai, pigiai ir neinvaziškai stebima ir fotografuojama. Gauti akies dugno vaizdai naudojami įvairių akies ir sisteminių ligų diagnostikai. Neinvaziškumo svarba yra pabrėžiama, pavyzdžiui, Europos Sąjungos Framework 7 programoje.

Akies dugnas – kone vienintelė žmogaus organizmo vieta, kur galima tiesiogiai stebėti mažas kraujagysles. Dėl to akies dugno vaizdai naudojami kraujagysles pažeidžiančių sisteminių ligų (arterinės hipertenzijos, aterosklerozės, cukrinio diabeto, jų komplikacijų ir pan.) diagnozei ir sekimui. Pavyzdžiui, pagal kraujagyslių vingiuotumo padidėjimą diagnozuojamos tokios ligos kaip hipertenzinė retinopatija, diabetinė retinopatija ar neišnešiojimo retinopatija.

Regos nervo disko (tai vieta, per kurią regos nervas patenka į akį) pakitimai taipogi padeda diagnozuoti ir sekti ne tik akių ligas (pavyzdžiui, glaukomą, kuri, Pasaulio sveikatos organizacijos duomenimis, yra antra pagrindinė aklumo priežastis pasaulio mastu ir daugelyje regionų (Resnikoff et al., 2004)), bet ir kai kuriuos galvos smegenų ir visos nervų sistemos pokyčius (pavyzdžiui, intrakranalinio slėgio padidėjimą).

Be to, pagal akies dugno pokyčius diagnozuojamos ir kitos akių ligos, pavyzdžiui, amžinė makulos degeneracija, kuri, Pasaulio sveikatos organizacijos duomenimis, yra dažniausia aklumo priežastis išsivysčiusiose šalyse ir trečia dažniausia visame pasaulyje (Resnikoff et al., 2004).

Siekiant kuo anksčiau nustatyti šias ligas naudojami masiniai sveikatos patikrinimai. Tačiau tokie sveikatos patikrinimai neretai atitraukia nuo darbo daug aukštos kvalifikacijos oftalmologų. Dėl to didelis dėmesys skiriamas automatinei akies dugno vaizdų analizei, kuri leistų greitai atlikti masinius periodinius sveikatos patikrinimus neatitraukiant aukštos kvalifikacijos oftalmologų nuo darbo.

Šiame darbe nagrinėjamas kraujagyslių radimas akies dugno vaizduose, ypač su tikslu įvertinti kraujagyslių vingiuotumą pagal įverčius, kurių interpretacijai palengvinti naudoti kraujagyslių modeliai. Taip pat nagrinėjamas regos nervo disko ribos aiškumo, pagal kurį galima neinvaziškai nustatyti intrakranalinio slėgio padidėjimą, įvertinimas ir drūzų – pagrindinio amžinės makulos degeneracijos simptomo – radimas.

Darbo objektas

Akies dugno vaizdų anatominių struktūrų modeliai ir šių struktūrų radimo ir parametrizavimo algoritmai.

Darbo tikslas

Darbo tikslas – sukurti vaizdų apdorojimo algoritmus, kuriuos būtų galima pritaikyti akies dugno vaizdų parametrizavimui palengvinant diagnostiką.

Darbo uždaviniai

Darbo tikslui pasiekti buvo iškelti tokie uždaviniai:

- 1. Sukurti ir eksperimentiškai patikrinti biomechaninį kraujagyslės modelį baigtiniais elementais. Juo naudojantis rasti įvairių kraujagyslių vingiuotumo įverčių priklausomybes nuo kraujospūdžio.
- 2. Rasti spalvų rinkinius, išryškinančius kraujagysles akies dugno vaizduose.
- 3. Sukurti kraujagyslių radimo akies dugno vaizduose algoritmą, pradedantį trasavimą nuo vieno automatiškai rasto taško, ir patikrinti, ar jį naudojant galima pasiekti kraujagyslių radimo patikimumą, palyginamą su kitų esamų metodų pasiekiamu patikimumu.
- 4. Sukurti metodą, leidžiantį įvertinti regos nervo disko ribų aiškumą.
- 5. Sukurti metodą, leidžiantį rasti drūzas akies dugno vaizduose.

Mokslinis naujumas

Naudojantis sukurtu ir eksperimentiškai patikrintu biomechaniniu kraujagyslės modeliu baigtiniais elementais, pritaikytu tirti vingiuotumo priklausomybėms nuo kraujagyslių ir kraujotakos parametrų, nustatyta, kad kreivumo modulio integralas didėja tiesiškai, didėjant slėgiui, tuo tarpu lanko-stygos santykis, kreivumo išvestinės kvadrato integralas ir Paduvos universiteto mokslininkų pasiūlytas įvertis tokiu atveju didėja kvadratiškai.

Rasti spalvų rinkiniai, išryškinantys kraujagysles akies dugno vaizduose. Nustatyta, kad filtruoto vidurkiniu filtru akies dugno vaizdo pikseliai su maksimalia raudono ir žalio RGB komponentų skirtumo reikšme priklauso kraujagyslėms su didele tikimybe. Sukurtas kraujagyslių atpažinimo akies dugno vaizduose algoritmas, pradedantis trasavimą nuo vieno automatiškai rasto taško. Įsitikinta, kad jį naudojant galima pasiekti kraujagyslių radimo patikimumą, palyginamą ir viršijantį pasiekiamą kitų išbandytų metodų.

Sukurti ir palyginti du regos nervo disko ribos aiškumo vertinimo metodai – vienas paremtas kontrastu, kitas – paremtas filtravimu.

Sukurtas eliptinių dėmių radimo algoritmas, kurį galima pritaikyti drūzoms rasti akies dugno vaizduose.

Darbo rezultatų vertė

Darbo rezultatai pritaikyti Kauno medicinos universiteto klinikose vykdyto masinio sveikatos patikrinimo rezultatams apdoroti. Darbo rezultatai taip pat taikomi oftalmologinių vaizdų apdorojimo programinėje įrangoje, ruošiamoje pagal EUROSTARS programos projektą E!4297 NICDIT.

Gynimui teikiami teiginiai

- 1. Filtruoto vidurkiniu filtru akies dugno vaizdo pikseliai su maksimalia raudono ir žalio RGB komponentų skirtumo reikšme priklauso kraujagyslėms su didele tikimybe ir gali būti panaudoti kaip pradiniai taškai kraujagyslių trasavimui.
- 2. Naudojant kraujagyslių radimo algoritmą, pradedantį trasavimą nuo vieno automatiškai rasto taško, priklausančio kraujagyslei su didele tikimybe, galima

pasiekti kraujagyslių radimo patikimumą, palyginamą su kitų esamų metodų pasiekiamu patikimumu.

3. Pasiūlytu algoritmu, randančiu drūzas akies dugno vaizduose, pasiekiamų rezultatų patikimumas viršija kitų išbandytų metodų pasiekiamą patikimumą.

Darbo rezultatų aprobavimas ir publikavimas

Darbo rezultatai paskelbti 17 publikacijų recenzuojamuose leidiniuose (3 iš jų – periodiniuose leidiniuose, 2 – ISI pagrindinio sąrašo leidiniuose). Darbo rezultatai taip pat paskelbti tarptautinėse konferencijose Lietuvoje, Belgijoje, Prancūzijoje, Suomijoje, Vokietijoje.

Disertacijos struktūra

Disertacija susideda iš įvado, penkių pagrindinių dalių, išvadų ir literatūros sąrašo bei vieno priedo (1 pav.).



1 pav. Disertacijos struktūros schema

Pirmojoje dalyje analizuojama su disertacijos tema susijusi literatūra.

Antroje dalyje nagrinėjami kraujagyslės modeliai, sukurti siekiant nustatyti kraujagyslės vingiuotumo priklausomybes nuo kraujotakos parametrų. Joje aprašyti

kraujagyslių modeliai baigtiniais elementais ir naudojantis šiais modeliais gautų išvadų eksperimentinis patikrinimas.

Trečioje dalyje nagrinėjamas kraujagyslių radimas ir parametrizavimas akies dugno vaizduose. Jame aprašyta metodika, pagal kurią rastos spalvų kombinacijos, išryškinančios kraujagysles akies dugno vaizduose, šias spalvų kombinacijas panaudojantis kraujagyslių atpažinimo metodas. Taip pat palyginti automatiškai apskaičiuoti ir gydytojų oftalmologų nustatyti vingiuotumo įverčiai.

Ketvirtoje dalyje aprašyti ir palyginti du sukurti regos nervo disko ribos aiškumo įvertinimo metodai. Taip pat pateiktos pagal trečiame skyriuje pateiktą metodiką gautos regos nervo diską išryškinančios optimizuotos spalvų kombinacijos, naudotos kai kuriuose regos nervo disko ribos aiškumo įvertinimo metodų variantuose.

Penktoje dalyje aprašytas sukurtas drūzų radimo metodas. Taip pat pateiktos pagal trečiame skyriuje pateiktą metodiką gautos drūzas išryškinančios optimizuotos spalvų kombinacijos, naudotos šiame metode.

Disertacijos apimtis - 109 puslapiai, tekste pateikti 48 paveikslai ir 16 lentelių.

1. AKIES DUGNO ANATOMINIŲ STRUKTŪRŲ MODELIAVIMO IR ATPAŽINIMO METODŲ ANALIZĖ

1.1. Akies dugno objektai

Akies dugnas – žmogaus akies dalis, matoma pro vyzdį. Iš žmogaus akies anatominės schemos (pateikta 2 pav.) matyti, kad akies dugną sudaro tinklainė (lot. *retina*), gyslainė (lot. *choroidea*) ir optinio nervo diskas.



2 pav. Žmogaus akies anatominė schema (pagal (Gray, 1918))

Akies dugną lengva stebėti neinvaziškai – naudojant oftalmoskopą. Taip pat nesunku daryti jo nuotraukas. Šios nuotraukos padeda diagnozuoti ne tik akių, bet ir kai kurias sistemines (ypač kraujotakos sistemos) ligas (arterinę hipertenziją, aterosklerozę, cukrinį diabetą ir pan.).

Žmogaus akies dugno vaizdas pateiktas 3 pav. Jame matyti regos nervo diskas, geltonoji dėmė, kraujagyslės, kartais (esant patologijai) – įvairūs pakitimai (eksudatai, vatos pavidalo dėmės ir pan.).

Regos nervo diskas – vieta, per kurią nervai ir kraujagyslės patenka į tinklainę. Akies dugne jis matomas kaip didelė šviesi apvali dėmė. Regos nervo disko centre neretai būna įduba – ekskavacija. Pastebėta, kad regos nervo disko ir ekskavacijos skersmuo yra susijęs su tinklainės kraujagyslių pločiu: esant mažesniems regos diskams ir ekskavacijoms, stebimos siauresnės kraujagyslės (Lee et al., 2007). Regos nervo disko skersmuo normaliomis sąlygomis būna 1–2 mm, o plotas – 0,86– 5,54 mm² (Rouland, 1999). Normaliu regos nervo disku eina nuo 700 tūkstančių iki 1,2 milijonų aksonų (Rouland, 1999).

Geltonoji dėmė arba makula (lot. *macula lutea*) – akies dugno vieta centrinėje tinklainės dalyje, kurioje regėjimo aštrumas yra didžiausias. Jos centre yra fovea (lot. *fovea*) – maža duobelė, per kurią eina akies optinė ašis. Sveikoje foveoje nėra kraujagyslių. Šios zonos skersmuo yra 150-170 µm vaisiaus akyse prieš gimimą ir 500-700 µm suaugusiųjų akyse (Provis ir Hendrickson, 2008). Manoma, kad ji padidėja praėjus maždaug 15 mėnesių po gimimo (Provis ir Hendrickson, 2008).



3 pav. Žmogaus akies dugno vaizdas

Pastebėtas ryšys tarp akies dugno kraujagyslių vingiuotumo ir kraujospūdžio. Pavyzdžiui, viename tyrime buvo nustatyta, kad pacientų, kurių kraujo spaudimas buvo padidėjęs (t.y., sistolinis kraujospūdis didesnis nei 160 mm Hg arba diastolinis kraujospūdis didesnis nei 95 mm Hg), arteriolių vingiuotumas buvo statistiškai reikšmingai didesnis nei pacientų su normaliu kraujospūdžiu. Atlikus regresinę analizę arteriolių vingiuotumas įėjo tiek į sistolinio, tiek į diastolinio kraujospūdžio išraiškas (Wolffsohn et al., 2001). Eksperimentiškai nustatyta, kad didėjant slėgiui didėja tampraus vamzdelio (kraujagyslės modelio) skersmuo, o nuo tam tikros kritinės ribos – ir vingiuotumas (Kylstra et al., 1986). Taip pat nustatyta, kad po hipertenzijos gydymo kurso akies dugno venulių vingiuotumas gali sumažėti (Hughes et al., 2008), kas taip pat nurodo ryšį tarp kraujospūdžio ir vingiuotumo.

Žmogaus kraujagyslės skirstomos į arterijas, arterioles, kapiliarus, venules ir venas. Arterijomis vadinamos kraujagyslės, kurios išeina iš širdies, vėliau jos pereina į arterioles, pastarosios į kapiliarus, šie į venules, kurios jungiasi į venas, kuriomis kraujas grįžta į širdį.

Arterijos sienelė susideda iš trijų sluoksnių (4 pav.): vidinio (lot. *tunica intima*), tarpinio (lot. *tunica media*) ir išorinio (lot. *tunica adventitia*). Vidinis sluoksnis yra sudarytas iš endotelio. Jis yra plonas, skaidrus ir labai elastingas. Tarpinis sluoksnis yra storiausias. Mažose arterijose jis daugiausiai susideda iš lygiųjų raumenų skaidulų (skaidulos ilgis – apie 50 µm). Didesniosiose arterijose (pavyzdžiui, miego arterijoje) šios skaidulos išsidėsto sluoksniais pakaitomis su elastinėmis skaidulomis. Didžiausiose arterijose (pavyzdžiui, aortoje) pastarosios jau sudaro didelę dalį, be to, pasitaiko ir jungiamojo audinio. Išoriniame sluoksnyje dominuoja jungiamojo audinio sankaupos, bet daugelyje arterijų, išskyrus pačias smulkiausias arterioles, esama ir elastinių skaidulų. Pastarųjų koncentracija didžiausia prie pat tarpinio sluoksnio. Išorinis sluoksnis didžiosiose arterijose yra žymiai plonesnis už vidurinį, bet mažosiose arterijose šis skirtumas sumažėja (Gray, 1918).



4 pav. Venos (V) ir arterijos (A) skerspjūviai su pažymėtais vidiniu (e), tarpiniu (m) ir išoriniu (a) sluoksniais (Gray, 1918)

Kapiliarai – tai mažiausios kraujagyslės, tiesiogiai aprūpinančios krauju organizmo audinius. Jų skersmuo – apie 8 µm, nors pasitaiko ir 20 µm skersmens. Jų sienelės susideda iš plono endotelio sluoksnio (Gray, 1918).

Venų sienelės susideda iš tų pačių trijų sluoksnių, kaip ir arterijų, nuo kurių labiausiai skiriasi vidinio sluoksnio dydžiu (4 pav.). Mažiausiose venose vidinis sluoksnis susideda iš plono išorinio endotelio sluoksnio ir storesnio vidinio elastinių skaidulų sluoksnio. Didesnėse (apie 0,4 mm skersmens) venose galima išskirti ir vidurinį *tunica intima* sluoksnį, susidedantį iš jungiamojo audinio su žiedu išsidėsčiusiomis lygiųjų raumenų skaidulomis. Vidinis venos sienelės sluoksnis susideda iš jungiamojo audinio su elastinėmis skaidulomis. Kartais į šį sluoksnį dar įeina ir lygiųjų raumenų. Išorinis sluoksnis susideda iš jungiamojo audinio su elastinėmis susideda iš jungiamojo audinio su susites venose išorinis sluoksnis 2 - 5 kartus storesnis už vidurinį. Kai kuriose venose (galvos smegenų, akies tinklainės,

placentos, ir pan.) raumeninio audinio nėra. Venose kartais pasitaiko vožtuvai, kurie neleidžia kraujui tekėti atgal. Jie ypač dažni galūnių venose ir visiškai nepasitaiko mažose (apie 2 mm skersmens) venose (Gray, 1918).

Žmogaus organizme kraujospūdis yra reguliuojamas tiek keičiant širdies susitraukimų dažnį ir jėgą, tiek keičiant kraujagyslių lygiųjų raumenų įtempimą. Kraujospūdį konkrečioje kraujagyslės vietoje nustato baroreceptoriai.

Darant akies dugno nuotraukas akies dugnas yra apšviečiamas stipria šviesa. Laikoma (Hammer et al., 2001), kad tokiu atveju šviesa nuo kraujagyslės į fotoaparatą patenka keturiais keliais:

- 1. Atsispindėjusi nuo fono ir pereinanti per kraujagyslę šviesa.
- 2. Šviesa, kraujo išsklaidyta link fotoaparato.
- 3. Šviesa, veidrodiškai atsispindėjusi nuo kraujagyslės sienelės.
- 4. Šviesa, perėjusi per kraujagyslę, atsispindėjusi nuo fono, ir dar kartą perėjusi per kraujagyslę.

Dėl minėto veidrodinio atspindžio nuo kraujagyslės sienelės susidaro refleksas – šviesus brūkšnys, einantis išilgai kraujagyslės.

Akies dugne galima stebėti įvairių akių ir sisteminių ligų požymius.

Cukrinio diabeto komplikacija, pažeidžianti akies dugną, vadinama diabetine retinopatija. Jos sunkumą rekomenduojama klasifikuoti pagal kraujosruvas, mikroaneurizmas, venų skersmens netolygumus, tinklainės mikrovaskulatūros anomalijas, neovaskuliarizaciją (Lecleire-Collet et al., 2007). Taipogi nustatyta, kad cukrinio diabeto atveju padidėja akies dugno kraujagyslių kalibras, bet šis ryšys priklauso nuo paciento kilmės (Nguyen et al., 2008).

Nustatyta, kad kraujagyslių pažeidimai diabetinės retinopatijos atveju kyla dėl pericitų sunykimo. Spėjama, kad tai gali nutikti dėl autoimuninės reakcijos, sukeltos T limfocitų klonų (Adams, 2008).

Makulos sritis yra pažeidžiama amžinės makulopatijos, kurią rekomenduojama apibrėžti kaip makulos srities sutrikimą (paprastai kliniškai pastebimą nuo maždaug 50 m. amžiaus), pasireiškiantį drūzų (baltai geltonų dėmių, esančių tinklainės išorėje) buvimu, su drūzomis susijusiu lokaliu pigmentacijos padidėjimu ar sumažėjimu, nesant kitų priežasčių, galinčių sukelti šiuos simptomus (Bird et al., 1995). Pasaulio sveikatos organizacijos duomenimis, amžinė makulos degeneracija yra pagrindinė aklumo priežastis išsivysčiusiose šalyse ir trečia pagrindinė visame pasaulyje (Resnikoff et al., 2004). Drūzų atsiradimo priežastys nėra žinomos, bet žinoma, kad tai – lipidų sankaupos, kuriose randama toksiškų amiloidinių oligomerų, sutinkamų ir Alshaimerio ligos bei Parkinsono ligos atveju (Luibl et al., 2006).

Regos nervo diskas dažnai pažeidžiamas mechaniškai. Pavyzdžiui, akispūdžio padidėjimas gali vesti prie glaukomos, o padidėjus intrakranaliniam slėgiui vystosi papiledema.

Nustatyta, kad glaukomos išsivystymą galima prognozuoti pagal didesnį amžių, akispūdį, regos nervo disko ir ekskavacijos skersmenų (tiek vertikalių, tiek horizontalių) santykį, šablono standartinį nuokrypį (angl. *Pattern Standard Deviation*; apibūdina paciento regėjimo lauko formos skirtumą nuo normalaus) ir mažesnį centrinį ragenos storį (Gordon et al., 2002). Glaukomos žalos laipsnį rekomenduojama nustatyti pagal regos nervo disko ir ekskavacijos formą ir dydį (Bayer et al., 2002).

Papiledema pasireiškia, kai pradeda tinti regos nervo aksonai ir visas regos nervo diskas (Frisén, 1982). Nustatyti patinimą pačiame regos nervo diske yra gana sunku, tad paprastai vertinamas aksonų patinimas už regos nervo disko ribų (Frisén, 1982). Jis pasireiškia tuo, kad aksonai nustoja būti skaidrūs ir regos nervo disko riba darosi neaiški (Frisén, 1982). Pagal tai ir nustatomas papiledemos progresavimo laipsnis (Frisén, 1982).

Tačiau regos nervo disko paburkimas po intrakranalinio slėgio padidėjimo atsiranda ne iš karto: manoma, kad tam reikia nuo trijų dienų iki trijų savaičių (Bhatt, 2005). Be to, regos nervo disko ribų aiškumo sumažėjimas gali reikšti pseudopapiledemą, sukeltą regos nervo disko drūzų (nesusijusių su drūzomis pasireiškiančiomis esant amžinei makulopatijai) – aksonų liekanų, esančių regos nervo disko paviršiuje arba po juo (Bhatt, 2005). Regos nervo disko drūzos paprastai nėra žalingos, nors stebimi regėjimo lauko pokyčiai, tinklainės kraujagyslės būna labiau vingiuotos, anksčiau šakojasi, kartais pasitaiko kraujosruvų, galimos ir sunkesnės komplikacijos (Bhatt, 2005).

1.2. Anatominių struktūrų modeliavimas

Paprastai nebūna lengva tirti pačias anatomines struktūras *in vivo* ar *in vitro*. Dėl to neretai naudojami šių struktūrų modeliai.

Vieni iš dažniausiai naudojamų yra biomechaniniai modeliai. Anatominių struktūrų (pavyzdžiui, kraujagyslių) formos pakitimai ir skysčių (pavyzdžiui, kraujo) tekėjimas paprastai modeliuojamas baigtinių elementų metodu (BEM) arba baigtinių skirtumų metodu (BSM). Pavyzdžiui, yra žinoma, kad taip modeliuotas kraujo tekėjimas arterija, turinčia defektų – susiaurėjimų ar praplatėjimų (MazHer ir Ekaterinaris, 1988), kraujo spaudimo matavimas (pavyzdžiui, siekiant nustatyti pageidautiną manžetės ilgio ir pločio santykį) (Cristalli et al., 1994). Gana dažnai taip stengiamasi sužinoti, ar nagrėjama aneurizma gali trūkti (Finol et al., 2002).

Dydis	Reikšmė	Šaltinis
Klampumas	0,00319 Pa · s	(Finol et al., 2003)
Tankis	$1,050 \text{ kg/m}^3$	(Finol et al., 2003)
Klampumas	0,04 $dyn/cm^2 \cdot s$	(Figueroa et al., 2006)
Tankis	$1,06 \text{ g/cm}^3$	(Figueroa et al., 2006)
Klampumas	$0,0035 Pa \cdot s$	(Tekorius, 1997)
Tankis	$1,050 \text{ kg/m}^3$	(Tekorius, 1997)

1 lentelė. Kraujo biomechaniniai parametrai, naudoti literatūroje aprašytuose modeliuose

Kaip matoma iš 1 lentelės, kraujo mechaninės savybės paprastai nusakomos klampumu ir tankiu.

Dydis	Reikšmė	Pastabos	Šaltinis
Jungo modulis	5,0 MPa	Aorta	(Finol et
Puasono santykis	0,45	Aorta	al., 2003)
Jungo modulis	$4,144 \cdot 10^{6} \text{ dyn/cm}^{2}$	Pilvo aorta	
Puasono santykis	0,5	Pilvo aorta	
Tankis	$1,0 \text{ g/cm}^3$	Pilvo aorta	
Vidutinis sienelės storis	0,1 cm	Pilvo aorta	
Jungo modulis	$4,07 \cdot 10^6$ dyn/cm ²	Vainikinė arterija	
Puasono santykis	0,5	Vainikinė arterija	
Tankis	$1,0 \text{ g/cm}^3$	Vainikinė arterija	
Vidutinis sienelės storis	0,03 cm	Vainikinė arterija	

2 lentelė. Kraujagyslės sienelės biomechaniniai parametrai, naudoti literatūroje aprašytuose modeliuose

Kaip matoma iš 2 lentelės, kraujagyslių sienelių mechaninės savybės paprastai nusakomos Jungo moduliu, Puasono santykiu, tankiu ir matmenimis.

3 lentelė. Kraujagyslės aplinkos biomechaniniai parametrai, naudoti literatūroje aprašytuose modeliuose

Dydis	Reikšmė	Šaltinis	
Jungo modulis	0,001 MPa	(Di Puccio et	
Puasono santykis	0,3	al., 2003)	

Kaip matoma iš 3 lentelės, kraujagyslės aplinkos mechaninės savybės paprastai nusakomos Jungo moduliu ir Puasono santykiu.

4 lentelė. Kraujotakos paramet	rai, naudoti literatūro	je aprašytuose modeliuose
--------------------------------	-------------------------	---------------------------

Dydis	Reikšmė	Pastabos	Šaltinis
Širdies susitraukimų	1 s		(Tekorius,
periodas			1997)
Kraujo tekėjimo	$0,2-0,2\cdot\cos(4\cdot 2\pi t)$ m/s	Kraujagyslės	
greitis		pradžia	
Kraujo tekėjimo	0,05 m/s	Kraujagyslės	
greitis		pabaiga	

Kaip matoma iš 4 lentelės, modeliuojant kraujagysles naudojami ir kraujotakos parametrai, pavyzdžiui, širdies susitraukimų periodas ir kraujo tekėjimo greitis.

Vienu atveju buvo paruoštas metodas kraujagyslės parametrų nustatymui pagal ultragarsinius matavimus, besiremiantis vienmačiu kraujagyslės modeliu (Tekorius, 1995). Toks modelis rėmėsi trimis lygtimis. Pirmoji buvo tolydumo lygtis:

$$\frac{2}{R_0} \cdot \frac{\partial \xi}{\partial t} + \frac{\partial v}{\partial x} = 0; \qquad (1)$$

čia R_0 – pradinis kraujagyslės spindulys, ξ – kraujagyslės spindulio pokytis dėl slėgio, t – laikas, v – kraujo tekėjimo greitis, x – koordinatė.

Antroji lygtis - Navje-Stokso lygties vienmatis atvejis:

$$\rho \cdot \left(\frac{\partial v}{\partial t} + v \cdot \frac{\partial v}{\partial x}\right) = -\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{4}{3} \cdot \mu \cdot \frac{\partial^2 v}{\partial x^2}; \qquad (2)$$

čia ρ – kraujo tankis, p – kraujospūdis, μ – kraujo klampumas. Trečioji lygtis aprašo kraujagyslės sienelės judėjimą:

$$C \cdot \frac{\partial \xi}{\partial t} + K\xi = p; \qquad (3)$$

čia C – kraujagyslės sienelės slopinimo koeficientas, o K – jos tamprumo koeficientas (Tekorius, 1995).

Daugeliu atvejų kraujagyslės sienelė buvo modeliuojama kaip vienasluoksnė, susidedanti iš nespūdžios medžiagos. Tačiau eksperimentiškai buvo nustatyta, kad tokia prielaida nėra tiksli ir labiau tiktų naudoti dvisluoksnį modelį, kuriame storas vidinis sluoksnis būtų spūdus, o plonas išorinis – nespūdus (Вагнер et al., 1986).

Taip pat buvo bandymų naudoti nematematinius kraujagyslių modelius. Tiriant kraujagyslių mechanines savybes dažnai kraujagyslės buvo modeliuojamos, naudojant silikoninį (Zhong et al., 2001) ar lateksinį (Roldán, 2006, Kylstra et al., 1986, Walker et al., 1999) vamzdelį. Lateksinis vamzdelis, be visa ko, buvo naudotas kraujospūdžio ir kraujagyslės vingiuotumo ryšiui tirti, ir toks modelis buvo pripažintas pakankamai adekvačiai aprašančiu kraujagyslių (ypač akies dugno venulių, kurių sienelės neturi lygiųjų raumenų) savybes (Kylstra et al., 1986). Tačiau pastebėtina, kad naudotas vingiuotumo įvertis (didžiausių deformuotos kraujagyslės nutolimų nuo tiesios linijos suma (Kylstra et al., 1986)) sunkiai apibendrinamas, dėl ko verta atlikti analogišką tyrimą naudojant kitus vingiuotumo įverčius (žr. 1.4 poskyrį).

Be to, biomechaniškai modeliuojamos ir kitos akies struktūros, pavyzdžiui, optinio nervo diskas. Yra buvę bandymų baigtinių elementų metodu tirti optinio nervo deformacijas dėl padidėjusio akispūdžio (Bellezza et al., 2000).

Tačiau biomechaniniai modeliai ne visada remiasi baigtinių elementų metodu. Pavyzdžiui, žmogaus stovėsenai tirti naudojami apverstos svyruoklės automatinio valdymo modeliai (Barauskas ir Krušinskienė, 2006). Taip pat yra naudojami elektrohemodinaminės analogijos modeliai (kraujotaka imituojama elektrine grandine) bei jų kombinacijos su baigtinių elementų modeliais (pavyzdžiui – tiriama kraujagyslė modeliuojama baigtiniais elementais, o likusi kraujotakos sistemos dalis – elektros grandine) (Kupčiūnas ir Kopustinskas, 2005).

Pavyzdžiui, vienas iš elektrohemodinaminės analogijos modelių (5 pav.) aprašo kraujagyslės segmentą kaip ilgąją liniją (jos atstojamoji schema paveiksle apibraukta brūkšniniu kontūru) (Kupčiūnas ir Kopustinskas, 2006). Širdis modeliuojama įtampos šaltiniu, kurio elektrovaros jėga P(t) (atitinka slėgio kitimą – 1 V atitinka 100 mm Hg) ir vidinė varža R_i . Ilgosios linijos varža R atitinka hemodinaminių nuostolių varžą:

$$R = \frac{8 \cdot l \cdot \eta}{\pi \cdot r^4}; \tag{4}$$

čia l – kraujagyslės segmento ilgis, r – jo spindulys, η – kraujo klampumas (Kupčiūnas ir Kopustinskas, 2006). Ilgosios linijos induktyvumas L atitinka kraujo inertiškumą:

$$L = \frac{\rho \cdot l}{S}; \tag{5}$$

čia ρ – kraujo tankis, o S – kraujagyslės skerspjūvio plotas (Kupčiūnas ir Kopustinskas, 2006). Ilgosios linijos talpa (*C*) atitinka kraujagyslės segmento tamprumą:

$$C = \frac{2 \cdot \pi \cdot r^3}{E \cdot h} \,. \tag{6}$$

Čia E – kraujagyslės sienelės Jungo modulis, o h – jos storis (Kupčiūnas ir Kopustinskas, 2006). Kraujagyslės, esančios už nagrinėjamo segmento, modeliuojamos varža R_I (Kupčiūnas ir Kopustinskas, 2006).



5 pav. Vieno elektrohemodinaminės analogijos modelio elektrinė schema (pagal (Kupčiūnas ir Kopustinskas, 2006))

Naudojami ir modeliai, skirti tirti nemechaninės kilmės reiškiniams, pavyzdžiui, terminiams ar elektromagnetiniams. Terminiai modeliai gali būti naudojami tirti įvairiems gydymo metodams, paremtiems terminiu poveikiu, pavyzdžiui, radijo dažninei abliacijai (Barauskas et al., 2007), (Chen et al., 2009) arba lazerinei fotokoaguliacijai (Sandeau et al., 2008). Iš elektromagnetinių modelių panaudojimo sričių galima paminėti elektros potencialų pasiskirstymo žmogaus kūne nustatymą iš elektrokardiogramų (Li et al., 2007), (Geneser et al., 2008), ar potencialų pasiskirstymo smegenyse radimą iš elektroencefalogramos (Bashar et al., 2008), (Rytsar ir Pun, 2007). Tokiam modeliavimui irgi dažniausiai naudojamas baigtinių elementų metodas (kartais su modifikacijomis).

Naudojamas ir formos modeliavimas. Buvo bandymų modeliuoti akies dugno vaizdo objektus (su tikslu vėliau modelį pritaikyti prie vaizdo ir taip rasti atitinkamus objektus): kraujagyslių tinklą ("gyvatėmis" (angl. *snakes*) ir pan.), optinio nervo diską (elipse) ir t.t. Tai plačiau aprašoma 1.3 poskyryje.

Kraujagyslės ir kraujotakos modeliai taikomi ir Lietuvoje. Pavyzdžiui, KTU Taikomosios elektronikos katedroje yra tirti tiek baigtinių elementų (Tekorius, 1997) tiek elektrohemodinaminės analogijos modeliai (Kupčiūnas ir Kopustinskas, 2006), visų pirma skirti ultragarso sklidimui krauju ir kraujagyslių sienelėmis tirti. Iš tyrimų rezultatų buvo gauta papildomų žinių apie kai kuriuos diagnostikai naudojamus indeksus. KTU Fundamentinių mokslų fakultete naudojami diferencialinėmis lygtimis nusakomi kraujotakos modeliai (Berškienė et al., 2008). KMU Kardiologijos institute naudojamas žmogaus sistemų modelis, skirtas metabolizmo analizei, remiantis EKG (ir keliais kitais matavimais) fizinio krūvio sąlygomis (Bačiulienė ir Vainoras, 2000). KMU Psichofiziologijos ir reabilitacijos institute nagrinėti kraujo cirkuliacijos, arterinės pulsinės bangos modeliai (Gircys et al., 2006). Modeliuojamos ir kitos biologinės struktūros, sistemos, procesai ir pan., pavyzdžiui, stovėsena (Barauskas ir Krušinskienė, 2006).

Apibendrinant galima teigti, kad itin plačiai naudojami modeliai baigtiniais elementais, kurie buvo pasirinkti naudoti ir šiame darbe (žr. 2.1 poskyrį). Taip pat nustatyta, kad lateksinės žarnelės laikomos pakankamai adekvačiais kraujagyslių modeliais.

1.3. Akies dugno vaizdų analizė

Akies dugno vaizduose automatizuotai paprastai stengiamasi rasti šiuos darinius (Patton et al., 2006):

- 1. Kraujagysles.
- 2. Optinio nervo diską (akląją dėmę) ir ekskavaciją.
- 3. Foveą.
- 4. Įvairius defektus (dažniausiai susijusius su kraujo pratekėjimu per kraujagyslių sieneles) eksudatus, drūzas ir pan.

Yra buvę bandymų nustatyti neovaskuliarizaciją (naujų kraujagyslių atsiradimą), naudojant tiesinius klasifikatorius, bet rezultatai buvo gana prasti (Frame et al., 1997).

Ieškant įvairių objektų, akies dugno vaizduose reikia atsižvelgti į informacijos praradimą dėl suspaudimo, bet tai galioja ir kitiems medicininiams vaizdams (Punienė et al., 2001).

Nors Lietuvoje yra nagrinėti ir akies dugno vaizdai (Grušeckij et al., 2005, Jegelevičius et al., 2004, Treigys et al., 2008, Šaltenis ir Treigys, 2005, Bernatavičienė et al., 2006), tačiau daugiau dėmesio skiriama kitų medicininių vaizdų analizei: galvos smegenų magnetinio rezonanso tomogramų (Paulinas et al., 2008, Rokicki et al., 2005), ultragarsinių ir rentgeninių tomografinių širdies vaizdų (Punienė et al., 2001, Punienė et al., 2002), kepenų kompiuterinės tomografijos vaizdų (Bartnykas ir Ušinskas, 2009), gerklų vaizdų (Uloza et al., 2008, Bačauskienė et al., 2009), mikroskopinių vaizdų (Petrolis et al., 2009).

1.3.1. Pirminis vaizdų apdorojimas

Kartais prieš anatominių objektų atpažinimą vaizdai yra papildomai apdorojami.

Viena iš tokio išankstinio apdorojimo metodų grupių yra skirta vaizdo kokybės pagerinimui. Vienu atveju tam buvo panaudotas apšviestumo modelis (Grisan et al., 2006). Buvo laikoma, kad apšviestumas susideda iš dviejų dedamųjų – L_i ir L_e , nusakančių, atitinkamai, apšviestumo mažėjimą tolstant nuo vaizdo centro ir jo padidėjimą ties matomos akies dugno dalies kraštu (Grisan et al., 2006). Abi šios dedamosios modeliuojamos paraboloidais, kurių padėtis nusakoma devyniais parametrais p_i , pavyzdžiui (L_i atvejų; L_e atvejų viskas analogiška):

$$\begin{bmatrix} \hat{x} \\ \hat{y} \\ \hat{L}_i \end{bmatrix} = R_y(p_9) \cdot R_x(p_8) \cdot R_z(p_7) \cdot \begin{bmatrix} x - p_1 \\ y - p_2 \\ p_6 \cdot \left(\frac{(x - p_1)^2}{p_4} + \frac{(y - p_2)^2}{p_5} \right) + p_3 \end{bmatrix}.$$
 (7)

Čia R_x , R_y ir R_z yra matricos, sukančios taškus apie, atitinkamai, x, y ir z ašis, o \hat{x} ir \hat{y} – koordinatės taškų, kuriuose L_i reikšmės yra \hat{L}_i (Grisan et al., 2006). Kadangi vaizdo centre labiau reiškiasi dedamoji L_i , o vaizdo kraštuose – dedamoji L_e , be to, norima, kad modeliuojamas apšviestumas būtų tolydus, šių dedamųjų įtaka nustatoma pagal atstumą nuo vaizdo centro:

$$L(x,y) = \frac{1}{1+e^{-\frac{\rho+s_1}{s_2}}} \cdot L_i(x,y) + \left(1 - \frac{1}{1+e^{-\frac{\rho+s_1}{s_2}}}\right) \cdot L_e(x,y).$$
(8)

Čia ρ – nagrinėjamo taško atstumas nuo vaizdo centro (Grisan et al., 2006).

Modelio parametrai parenkami pagal fono pikselių reikšmes (Grisan et al., 2006). Galiausiai vaizdas su suvienodintu apšviestumu randamas atimant gautą apšviestumą iš pradinio vaizdo (Grisan et al., 2006). Toks apdorojimas atliekamas HSV spalvų erdvėje, nes jos H komponentas mažai priklauso nuo apšviestumo (Grisan et al., 2006).

Kitu atveju apšviestumas buvo vienodinamas, naudojant pilkumo lygio grupavimą (angl. *Gray level grouping*) (Sagar et al., 2007). Tokiu atveju vaizdo histograma (atitinkamam spalvų erdvės komponentui) pagal amplitudes suskaidoma į keletą grupių (Sagar et al., 2007). Tada šioms grupėms priskiriami vienodo dydžio intensyvumo intervalai ir perskaičiuojami joms priklausančių pikselių intensyvumai (Sagar et al., 2007).

Dar vienu atveju apšviestumas buvo vienodinamas, naudojant homogeninius filtrus, t.y. vaizdą logaritmuojant, filtru pašalinant žemo dažnio komponentus ir gautą vaizdą antilogaritmuojant (Rapantzikos et al., 2003).

Kita išankstinio apdorojimo kryptis – kaukės, nusakančios vaizdo dalį, kurioje matomas akies dugnas, radimas. Ji paprastai randama naudojantis tuo, kad likusi vaizdo dalis yra žymiai tamsesnė. Pavyzdžiui, vienu atveju tokia kaukė buvo gauta taikant kiekvienam RGB komponentui slenkstį, nustatytą pagal jo reikšmių vidurkį ir standartinį nuokrypį (Gagnon et al., 2001). Tada atskiros kaukės sujungiamos stengiantis išlaikyti jų vientisumą (Gagnon et al., 2001).

Dar viena išankstinio apdorojimo kryptis – vaizdo kokybės įvertinimas. Vienu atveju vaizdo kokybė buvo vertinama dviem požiūriais: pagal vaizdo aiškumą ir pagal jo pilnumą (Fleming et al., 2006). Vaizdo aiškumas buvo nustatomas pagal rastų geltonosios dėmės kraujagyslių ilgį (Fleming et al., 2006). Vaizdo pilnumas buvo vertinamas pagal tai, ar tenkinamos kelios sąlygos (Fleming et al., 2006). Buvo reikalaujama, kad matomos vaizde akies dugno akies dalies riba būtų nutolusi nuo regos nervo disko centro bent per pusę regos nervo disko diametro, o nuo foveos centro – bent per du regos nervo disko diametrus (Fleming et al., 2006). Taip pat buvo reikalaujama, kad viršutinio bei apatinio kraujagyslių lanko ilgiai būtų ne mažesni už 2,1 regos nervo disko diametrus, o linijos, jungiančios regos nervo disko ir foveos centrus, pasvirimo kampas būtų tarp 24,7° ir -5,7°, laikant jį teigiamu, kai regos nervo diskas yra aukščiau už foveą (Fleming et al., 2006).

1.3.2. Kraujagyslių radimas

Kraujagyslių radimui yra taikomi įvairūs metodai, kuriuos pagal gaunamą rezultatą galima suskirstyti į segmentavimo ir trasavimo metodus (Grisan et al., 2004, Chutatape et al., 1998, Can et al., 1999, Li et al., 2005).

Naudojant segmentavimo metodus, visi vaizdo pikseliai suskirstomi į priklausančius kraujagyslėms ir nepriklausančius kraujagyslėms.

Naudojant trasavimo metodus, randami kraujagyslių kraštai ir centrinė linija. Šie metodai pagal naudojamus pradinius duomenis gali būti suskirstyti į tris grupes (Can et al., 1999). Naudojant pirmosios grupės metodus, rankiniu būdu nurodomi galiniai atpažįstamos kraujagyslės taškai. Naudojant antrosios grupės metodus, rankiniu būdu užtenka nurodyti vieną tašką ir pradinę kryptį, o algoritmas randa visą kraujagyslių medį. Naudojant trečiosios grupės metodus, kraujagyslių medis gaunamas automatiškai, be vartotojo įsikišimo.

Tiek segmentavimo, tiek trasavimo metodams realizuoti taikomos įvairios technologijos.

Viena iš populiariausių priemonių kraujagyslių radimui yra suderinti filtrai (angl. *matched filters*). Jie nusako numatomą kraujagyslės segmento šviesos intensyvumo signalo formą (kitaip tariant, pasiskirstymą plokštumoje). Paprasčiausiu atveju laikoma, kad kraujagyslės skerspjūvyje toks signalas turėtų būti apverstos gausinės funkcijos formos, o išilgai kraujagyslės signalo reikšmė turi būti pastovi (Chaudhuri et al., 1989). Tokiu atveju filtro branduolys būtų (Chaudhuri et al., 1989):

$$K'(x,y) = K(x,y) - \overline{K}, \quad |x| \le 3\sigma, |y| \le \frac{L}{2};$$
(9)

čia

$$K(x, y) = -\exp\left(\frac{-x^2}{2\sigma^2}\right), \quad |x| \le 3\sigma, |y| \le \frac{L}{2}, \tag{10}$$

o \overline{K} yra K vidurkis. Chaudhuri su bendraautoriais rekomenduoja σ reikšmę lygią 2, ir L reikšmę lygią 9 (jų nagrinėtu atveju atitinka apie 160 µm) (Chaudhuri et al., 1989). Kadangi kraujagyslė gali eiti įvairiomis kryptimis, naudojami atskiroms kryptims pritaikytų filtrų rinkiniai, gauti pasukus pradinį filtrą naudojant pasukimo matricas. Radus žalio vaizdo RGB komponento sąsūką su šiais filtrais, kiekviename taške naudojamas didžiausias filtro atsakas (Chaudhuri et al., 1989). Kraujagyslėms priskiriami tie pikseliai, kuriuose šis atsakas viršija nustatytą slenkstį (Chaudhuri et al., 1989).

Esama ir patobulintų šio metodo modifikacijų. Pavyzdžiui, slenkstis gali būti parenkamas lokaliai atskiriems kraujagyslių fragmentams pagal tai, koks plotas su atitinkamu slenksčiu būtų laikomas kraujagysle (Hoover et al., 2000). Kitu atveju slenkstis nustatomas pagal lokalią vaizdo entropiją (Chanwimaluang et al., 2006), (Chanwimaluang et al., 2007).

Taipogi naudojami suderinti filtrai, kurių forma parinkta empiriškai, pagal suvidurkintus įvairių klasių kraujagyslių skerspjūvių profilius (Odstreilk et al., 2009).

Tačiau naudojant vieną suderintų filtrų kombinaciją, gerai randamos tik tam tikro pločio kraujagyslės. Dėl to kartais naudojamas daugiamastelinis apdorojimas. Vienas iš daugiamastelinio apdorojimo variantų – naudoti vilneles, pavyzdžiui, Gaboro vilnelę (Oloumi et al., 2007):

$$g(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_y} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{y^2}{\sigma_y^2}\right)\right) \cos(2\pi \cdot f_0 x).$$
(11)

Parametrai σ_x , σ_y ir f_0 gaunami iš numatomo kraujagyslės pločio τ ir vilnelės ilgio ir pločio santykio l pagal formules (Oloumi et al., 2007):

$$\sigma_x = \frac{\tau}{2\sqrt{2\ln 2}},\tag{12}$$

$$\sigma_{y} = l\sigma_{x}, \tag{13}$$

$$f_0 = \frac{1}{\tau}.\tag{14}$$

Kiti branduoliai (iš viso – 180) gaunami pasukant pastarąjį, taipogi keičiant parametrus τ ir *l* (Oloumi et al., 2007). Toliau randamas didžiausias atsakas, kuriam taikomas slenkstis (Oloumi et al., 2007).

Suderintiems filtrams artimi "tramvajaus linijos filtrai" (angl. *tramline filters*), kuriuose naudojamos trys linijos, iš kurių viena atitinka kraujagyslės vidų, o dvi – išorę (Hunter et al., 2005). Kadangi kraujagyslės išorė yra šviesesnė už vidų, idealiu

atveju tokio filtro atsaku turėtų būti laikomas skirtumas tarp mažiausios reikšmės, patenkančios į išorines linijas ir didžiausios reikšmės, patenkančios į vidinę liniją (Hunter et al., 2005). Tačiau, siekiant padidinti šio filtro atsparumą triukšmams, buvo skaičiuojamas skirtumas tarp trečios mažiausios išorinių linijų reikšmės ir trečios didžiausios vidinės linijos reikšmės (Hunter et al., 2005).

Kita priemonė kraujagyslių radimui yra morfologinės operacijos. Pavyzdžiui, vaizdas, iš kurio pašalintos kraujagyslės, gali būti gautas pritaikius šviesumui (Y komponentui iš YUV spalvų erdvės) uždarymo operaciją (kitaip tariant, išplėtimo operaciją, kurią seka erozijos operacija) su disko pavidalo struktūriniu elementu (Treigys, 2005):

$$I \bullet Z = \min_{(i,j)\in\mathbb{Z}} \left(\max_{(i,j)\in\mathbb{Z}} \left(I_{x+i,y+j} \right) \right).$$
(15)

Tokiu atveju kraujagyslės segmentuojamos, pritaikius slenkstį skirtumo tarp pradinio vaizdo ir vaizdo su pašalintomis kraujagyslėmis moduliui (Šaltenis ir Treigys, 2005). Analogiškas metodas taikytas ir žaliam RGB komponentui (Sagar et al., 2007).

Kartais morfologinės operacijos naudojamos kitais metodais gautų rezultatų patikslinimui. Pavyzdžiui, dėmės, klaidingai priskirtos prie kraujagyslių, gali būti pašalinamos atidarymo operacija (erozijos operacija, po kurios seka išplėtimo operacija) (Zhang et al., 2009):

$$I \circ Z = \max_{(i,j)\in\mathbb{Z}} \left(\min_{(i,j)\in\mathbb{Z}} \left(I_{x+i,y+j} \right) \right).$$
(16)

Kartais kraujagyslių radimui taikomos lauko teorijos operacijos. Vienu iš atvejų kraujagyslių centrinės linijos buvo randamos kaip vaizdo dalys, kuriose normalizuotų žalios spalvos intensyvumo gradientų divergencija yra teigiama (Lam ir Yan, 2008). Vėliau į kraujagysles panašūs objektai randami kaip sritys, kuriose teigiama nenormalizuotų žalios spalvos intensyvumo gradientų divergencija (t.y., laplasianas) (Lam ir Yan, 2008). Tada atmetami tie objektai, kurių neatitinka jokia anksčiau rasta centrinė linija (Lam ir Yan, 2008).

Kraujagyslių radimui neretai naudojami klasifikatoriai, pavyzdžiui, k-NN (Salem ir Nandi, 2006), atraminių vektorių mašinos (Ricci ir Perfetti, 2007) ar Bajeso klasifikatorius (Cornforth et al., 2005). Klasifikatoriams sudaryti naudojami tokie dydžiai, kaip žalios spalvos intensyvumas (Salem ir Nandi, 2006), žalios spalvos gradiento modulis (Salem ir Nandi, 2006), Hesiano tikrinės reikšmės (Salem ir Nandi, 2006), atsakas į tiesių detektorių (Ricci ir Perfetti, 2007), atsakas į Morle vilnelę (Cornforth et al., 2005).

Kraujagyslių radimui naudojamos ir kraštų radimo (angl. *Edge detection*) operacijos, pavyzdžiui, Kenio kraštų detektorius (angl. *Canny edge detector*) (Chang et al., 2008). Kartais tokie operatoriai (pavyzdžiui, Sobelio operatorius) naudojami kraujagyslių segmentavimui tinkamų slenksčių radimui (Alonso-Montes et al., 2008b, Alonso-Montes et al., 2008a).

Aktyvūs kontūrai (angl. *active contour*) arba "gyvatės" (angl. *snakes*) taip pat naudojamos kraujagyslių radimui. Pavyzdžiui, vienu atveju buvo naudojami aktyvūs

kontūrai, kurių energijos funkcija buvo nustatoma pagal kraštų radimo ir kai kurių morfologinių operacijų rezultatus (Alonso-Montes et al., 2008b, Alonso-Montes et al., 2008a). Tam vaizdui iš pradžių pritaikoma morfologinė difuzijos operacija, jos rezultatas atimamas iš pradinio vaizdo, ir šiam skirtumui pritaikomas slenkstis. Taip gaunamas pradinis segmentuotas vaizdas (Alonso-Montes et al., 2008b, Alonso-Montes et al., 2008a). Jį invertavus ir pritaikius morfologinę erozijos operaciją gaunamas pradinis plotas aktyviam kontūrui (Alonso-Montes et al., 2008b, Alonso-Montes et al., 2008a). Tada pradiniam vaizdui pritaikomas Sobelio operatorius ir randami kraštai pradiniame segmentuotame vaizde. Prie šių operacijų rezultatų svorinės sumos pridėjus jos difuziją, gaunamas išorinis aktyvaus kontūro potencialas (Alonso-Montes et al., 2008b, Alonso-Montes et al., 2008a).

Taipogi kartais remiamasi ir grafų teorija. Pavyzdžiui, rastus kraujagyslės skrespjūvius vaizduojant grafo viršūnėmis, o numanomas sąsajas tarp jų – briauna, kurios svoris priklauso nuo sąsajos egzistavimo tikimybės, skerspjūviai grupuojami ieškant mažiausio dengiančiojo medžio (Socher et al., 2008).

Kraujagyslių trasavimas remiasi tuo, kad, pradedant nuo pradinio taško, iš eilės ieškoma vis tolesnių kraujagyslės skerspjūvių.

Jei pradiniai taškai trasavimui parenkami automatiškai, paprastai tai daroma nagrinėjant kai kurias (atskirtas vienodais atstumais) vaizdo eilutes ir stulpelius (Grisan et al., 2004). Jose ieškoma į kraujagyslių skerspjūvius panašių fragmentų (Grisan et al., 2004).

Nustatant pradinę kraujagyslės kryptį naudojami keli metodai. Vienas iš jų yra "burbulinė analizė" (angl. *bubble analysis*) (Grisan et al., 2004). Ją naudojant nagrinėjami keli skirtingo spindulio apskritimai, kurių centrai sutampa su pradiniu tašku. Apskritimams priklausantys pikseliai toliau klasifikuojami (neraiškiųjų Cvidurkių metodu) į priklausančius ir nepriklausančius kraujagyslėms. Tada, naudojantis Hougo transformacija (angl. *Hough transformation*), randamos kraujagyslių kryptys. Kita priemonė pradinei krypčiai nustatyti yra daugiamastelinis hesianas (Sofka ir Stewart, 2006). Tokiu atveju pradinė kryptis nustatoma kaip hesiano tikrinis vektorius, atitinkantis mažiausią tikrinę reikšmę.

Kraujagyslių trasavimas vykdomas žingsniais. Kiekviename žingsnyje bandoma rasti naują kraujagyslės skerspjūvį, kuris būtų per iš anksto nustatytą atstumą nutolęs nuo anksčiau rasto skrespjūvio ar (pirmojo žingsnio atveju) pradinio taško.

Naujasis skerspjūvis randamas įvairiais būdais. Viena iš naudojamų priemonių yra Kalmano filtrai su suderintais Gauso filtrais (Li et al., 2005, Yedidya ir Hartley, 2008). Naudojami ir paprasti suderinti filtrai (Sofka ir Stewart, 2006). Kitu atveju vidurkintų kraujagyslės profilių pikseliai klasifikuojami neraiškiųjų C-vidurkių metodu į priklausančius ir nepriklausančius kraujagyslei (Grisan et al., 2004).

Naudojamos įvairios trasavimo pabaigos sąlygos. Dažnai trasavimas nutraukiamas, pasiekus jau anksčiau rastą kraujagyslę (Sofka ir Stewart, 2006). Trasavimas taip pat gali būti baigiamas, kai kraujagyslė pasirodo blankesnė už nustatytą slenkstinę reikšmę (Sofka ir Stewart, 2006). Taipogi skirtingai galima elgtis su trasavimo pabaigos tašku: kartais jis tik užregistruojamas (Sofka ir Stewart, 2006), kartais su juo elgiamasi kaip su pradiniu tašku (Grisan et al., 2004). Po trasavimo aptiktasis kraujagyslių medis neretai būna tikslinamas. Gali būti atmetamos kraujagyslės, kurios pagal statistinius šviesos intensyvumo įverčius mažai skiriasi nuo fono (Grisan et al., 2004), gali būti sujungiami kraujagyslių fragmentai (Grisan et al., 2004), gali būti nustatomi sankirtų ir bifurkacijų taškai (Grisan et al., 2004).

Kitu atveju buvo surenkami kraujagyslių skerspjūvių profiliai, juose randami kraštiniai taškai, o tada jų pozicijos tikslinamos taip, kad skerspjūvių pločiai per kraujagyslės atkarpos ilgį mažai kistų (Fiorin et al., 2009). Galiausiai kraujagyslių sienelės aproksimuojamos kubiniais splainais (Fiorin et al., 2009).

Trasavimo algoritmams artimi metodai, besiremiantys grafų teorija.

Vienu atveju iš pradžių, taikant suderintus filtrus, kurių impulsinė charakteristika yra

$$f_{sc}(x) = \begin{cases} -1, & x \in [0; sc] \\ 2, & x \in (sc; 2sc] \\ -1, & x \in (2sc; 3sc] \end{cases},$$
(17)

ieškoma pradinių taškų vienodais tarpais atskirtose eilutėse ir stulpeliuose (naudojami keli filtrai su skirtingomis mastelį nusakančio parametro *sc* reikšmėmis) (Poletti et al., 2009). Tada apibrėžiamas neorientuotas grafas, kurio viršūnės atitinka visus vaizdo pikselius, o briaunos – gretimų pikselių poras (laikant, kad nekraštinis pikselis turi aštuonis gretimus pikselius) (Poletti et al., 2009). Briaunoms priskiriami svoriai

$$f(i, j) = d_i + k_{i,j} \cdot w_{i,j}.$$
 (18)

Čia d_i – kelio nuo viršūnės *i* iki nagrinėjamo pradinio taško svoris, $w_{i,j}$ atitinka euklidinį atstumą tarp pikselių *i* ir *j*, o $k_{i,j}$ randamas kaip

$$k_{i,j} = g(i)^{p_1} + |g(i) - g(j)|^{p_2};$$
(19)

čia g(i) – pikselio *i* intensyvumas, o laipsnių rodikliai p_1 ir p_2 parenkami empiriškai (autoriai abiem atvejais rekomendavo naudoti reikšmę 2 arba didesnę) (Poletti et al., 2009). Kiekvienam pradiniam taškui formuojamas medis, kurio šaknis yra pradinis taškas (Poletti et al., 2009). Kiekviename žingsnyje į medį įtraukiama briauna, incidentiška lapinei viršūnei, turinti mažiausią svorį (Poletti et al., 2009). Jei medis pasiekia viršūnę, priklausančią kitam medžiui, šie medžiai sujungiami, kartu išsaugant rastą minimalų kelią tarp jų šaknų (Poletti et al., 2009). Rastasis minimalus kelias atmetamas, jei vidutinis į jį įeinančių pikselių intensyvumas mažai skiriasi nuo vidutinio viso vaizdo intensyvumo (Poletti et al., 2009). Be to, paieška nutraukiama, kai taip atmetami trys minimalūs keliai (Poletti et al., 2009). Toliau šis procesas kartojamas laikant rasto kraujagyslių tinklo galus pradiniais taškais ir atmetant jau rastas kraujagyslių atkarpas (Poletti et al., 2009).

Pastebėtina, kad daugelyje iš kraujagyslių radimo metodų naudojamas tik žalias RGB komponentas, nors kai kuriuose naudojamas YUV spalvų erdvės šviesumo komponentas (Oloumi et al., 2007, Šaltenis ir Treigys, 2005). Informacija, esanti kituose spalvų erdvių komponentuose, ignoruojama.

Kraujagyslių radimo kokybė paprastai nustatoma, lyginant gautus rezultatus su oftalmologų rankomis sužymėtais vaizdais. Plačiausiai naudojamos dvi viešai prieinamos tokių vaizdų bazės: STARE ir DRIVE.

STARE bazė susideda iš 20 akių dugnų vaizdų su sužymėtomis kraujagyslėmis (6 pav.), kurie buvo gauti TopCon TRV-50 fundus kamera (Hoover et al., 2000). Vaizdų dydis yra 700×605 pikselių. Dešimt vaizdų yra su patologijomis, dešimt – be jų (Hoover et al., 2000). Kraujagysles šiuose vaizduose žymėjo du gydytojai (Hoover et al., 2000).



(a)

(b)

6 pav. STARE bazės vaizdų pavyzdys (vaizdas nr. 1): akies dugno vaizdas (a) ir gydytojo pažymėtos kraujagyslės (b) (Hoover et al., 2000)

DRIVE bazė susideda iš 40 akių dugno vaizdų, suskirstytų į apmokymo ir testavimo imtis po 20 vaizdų (Staal et al., 2004). Jie buvo gauti, naudojant Canon CR5 nemidriatinę 3CCD fundus kamerą Nyderlanduose. Vaizdų dydis – 565×584 pikselių (Staal et al., 2004). Vaizdai buvo žymėti trijų ekspertų: kiekvienas iš apmokymo aibės vaizdų buvo žymėtas vieno eksperto, kiekvienas iš testavimo aibės vaizdų buvo žymėtas dviejų ekspertų (Staal et al., 2004). Vaizdų pavyzdžiai pateikti 7 pav.

Aptiktos kraujagyslės gali būti klasifikuojamos į arterijas ir venas. Nustatyta, kad tokiai klasifikacijai galima panaudoti raudono RGB komponento vidurkį ir tono komponento iš HSL dispersiją nagrinėjamoje kraujagyslės atkarpoje (Grisan ir Ruggeri, 2003).



7 pav. DRIVE bazės vaizdų pavyzdys (vaizdas nr. 21 iš apmokymo imties): akies dugno vaizdas (a), akies dugno kaukė (b) ir gydytojo pažymėtos kraujagyslės (c) (Staal et al., 2004)

Apibendrinant galima teigti, kad yra daug kraujagyslių radimo akies dugno vaizduose būdų, kuriuos pagal gaunamą rezultatą galima suskirstyti į segmentavimo ir trasavimo metodų grupes. Paprastai, ieškant kraujagyslių, apdorojamas tik žalias RGB kanalas, nors pasitaikė ir keletas ryškumo panaudojimo atvejų. Tačiau detaliau tokio pasirinkimo priežastys ir galimos alternatyvos nagrinėtos nebuvo. Dėl to tikslinga tai padaryti šiame darbe.

1.3.3. Regos nervo disko ir ekskavacijos radimas

Regos nervo disko vietos nustatymui neretai naudojamasi tuo, kad iš jo išeina tinklainės kraujagyslės.

Vienu atveju kraujagyslių atpažinimo rezultatai panaudojami, sudarant kelis tikimybę rasti regos nervo diską nusakančius žemėlapius: kraujagyslių tankio žemėlapį, vidutinio kraujagyslių storio žemėlapį, vidutinės kraujagyslių krypties žemėlapį ir šviesumo žemėlapį (Tobin et al., 2006). Toliau, naudojant apmokytą Bajeso klasifikatorių, nustatomi plotai, kuriuose tikėtina rasti regos nervo diską (Tobin et al., 2006). Galiausiai regos nervo diskas lokalizuojamas, atsižvelgiant tiek į rastuosius plotus, tiek į iš anksto nustatytas tikimybes (nustatytas remiantis tuo, kad regos nervo diskas paprastai būna vaizdo kairėje arba dešinėje pusėje, maždaug vienodai nutolęs nuo vaizdo viršaus ir apačios) (Tobin et al., 2006).

Kitu atveju buvo naudojamas kraujagyslių kryptis nusakantis modelis, kurio parametrai buvo parenkami pagal kraujagyslių atpažinimo rezultatus (Foracchia et al., 2004). Modelis buvo sudarytas, remiantis tuo, kad pagrindinių akies dugno kraujagyslių lankai yra parabolės formos. Tad kraujagyslių krypties kampas pagal šį modelį yra:

$$\theta(x, y, \vec{p}) = \operatorname{arctg}\left(\frac{\operatorname{sgn}(x - x_{OD}) \cdot \operatorname{sgn}(y - y_{OD})}{2a \cdot \sqrt{\frac{x - x_{OD}}{a}}} + \right)$$

$$+\frac{(y-y_{OD})-\operatorname{sgn}(y-y_{OD})\cdot\sqrt{\frac{x-x_{OD}}{a}}}{\frac{c_{1}}{1+e^{-(x-x_{OD})}}+\frac{c_{2}}{1+e^{(x-x_{OD})}}}\right);$$
(20)

čia x ir y – nagrinėjamo taško koordinatės, p – parametrų vektorius, į kurį įeina x_{OD} ir y_{OD} (regos nervo disko centro koordinatės), a (parametras, nusakantis parabolės formą), c_1 ir c_2 (parametrai, nusakantys atsišakojančių kraujagyslių formas) (Foracchia et al., 2004).

Taip pat galima ieškoti regos nervo disko kaip didelės šviesios dėmės akies dugno vaizde.

Vienu atveju, naudojantis šiuo principu, iš akies dugno vaizdo pašalinamos kraujagyslės ir regos nervo diskas randamas šiame vaizde taikant kraštų radimą ir skritulinę Hougo transformaciją (Treigys et al., 2008). Kadangi nėra žinoma nei regos nervo disko vieta, nei jo dydis, pastaroji kartojama su skirtingu spinduliu (Treigys et al., 2008). Radus centrą ir spindulį, taškų, aprašančių regos nervo disko ribą, ieškoma kaip kraštų radimo algoritmo pažymėtų taškų, esančių arti rastojo apskritimo (Treigys et al., 2008). Galiausiai regos nervo disko riba aproksimuojama elipse mažiausių kvadratų metodu (Treigys et al., 2008).

Kitu atveju regos nervo disko buvo ieškoma, išskiriant raudoną RGB komponentą ir RGB komponentų vidurkį, padidinant jų kontrastą ir atimant iš invertuoto RGB komponentų vidurkio R komponentą (Singh et al., 2008). Tada kandidatai į regos nervo disko vietas randami, pritaikius slenkstį (Singh et al., 2008). Galiausiai tikroji regos nervo disko vieta parenkama iš minėtų kandidatų pagal geometrinius parametrus – dydį ir ilgio bei pločio santykį (Singh et al., 2008). Analogiškas metodas buvo naudojamas ir foveai rasti (Singh et al., 2008).

Kai kuriuose darbuose remiamasi abiem prielaidmis.

Vienu atveju buvo naudojama kraujagyslių orientacija, nustatyta Gaboro filtrais (Rangayyan et al., 2008). Paveikslėlis buvo nagrinėjamas naudojant 40x40 pikselių dydžio slenkantį langą. Buvo randamos matricos A ir b, su kuriomis diferencialinių lygčių sistemos

$$\begin{bmatrix} x'(t) \\ y'(t) \end{bmatrix} = A \begin{bmatrix} x(t) \\ y(t) \end{bmatrix} + b, \quad A = \begin{bmatrix} a & b \\ c & d \end{bmatrix}, \quad b = \begin{bmatrix} e \\ f \end{bmatrix}$$
(21)

fazinio portreto orientacijos laukas

$$\varphi(x, y \mid A, b) = \operatorname{arctg}\left(\frac{y'(t)}{x'(t)}\right)$$
(22)

labiausiai atitinka kraujagyslių orientacijos lauką (mažiausių kvadratų prasme) (Rangayyan et al., 2008). Optimizuojama buvo su apribojimais: matrica *A* turėjo būti simetriška ir jos sąlygotumo skaičius turėjo neviršyti 3 (Rangayyan et al., 2008). Pagal matricos *A* tikrines reikšmes nustačius gautos sistemos fazės portreto pobūdį ("mazgas" ar "balnas"), buvo sudarytas pagalbinis vaizdas (Rangayyan et al., 2008). Jį nufiltravus Gauso filtru (standartinis nuokrypis – 6 pikseliai) buvo rasti ir surikiuoti pagal stiprumą lokaliniai maksimumai. Po to jie tikrinami, pradedant nuo stipriausio, kol randamas toks, kurio aplinkoje (skritulys, kurio spindulys lygus pusei numanomo regos nervo disko spindulio) vidutinis vieno procento ryškiausių pikselių ryškumas viršija nustatytą ribą (Rangayyan et al., 2008).

Kitu atveju iš pradžių regos nervo diskas buvo lokalizuotas, naudojant kraujagyslių tinklo modelį, vėliau jo vietą tikslinant minimizuojant funkciją

$$J(r, x_c, y_c) = \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{\pi r^2} \cdot \int_0^r \int_0^{2\pi} I_{x_c y_c}(r, \theta) dr d\theta \right);$$
(23)

čia r – regos nervo disko spindulys, x_c ir y_c – jo centro koordinatės, o $I_{xy}(r, \theta)$ – nagrinėjamojo vaizdo pikselis, kurio polinės koordinatės yra r ir θ , kai koordinačių centras yra x_c ir y_c , t.y., sutampa su regos nervo disko centru (De Luca, 2008). Tada pagal gautuosius parametrus (regos nervo disko centras ir spindulys) inicializuojamas aktyvus kontūras, randantis regos nervo disko ribas (De Luca, 2008).

Trečiu atveju nagrinėtas mėlynas RGB komponentas (Nam et al., 2009). Iš jo žemų dažnių filtru pašalinus kraujagysles, gautas vaizdas buvo normalizuotas, keičiant kiekvieno pikselio reikšmę į atitinkamų stulpelio ir eilutės reikšmių vidurkį (Nam et al., 2009). Tada išrinkti 10% ryškiausių pikselių (Nam et al., 2009). Pritaikius morfologinę atidarymo operaciją, pašalinti smulkūs netolygumai (Nam et al., 2009). Galiausiai randama dėmė su didžiausiu plotu ir regos nervo disko centru laikomas jos centras (Nam et al., 2009).

Dar vienu atveju regos nervo disko radimui naudoti šablonai - skrituliai, padalinti į keturis kvadrantus (Abràmoff ir Niemeijer, 2006). Pagal jų padėtį randami įvairūs požymiai – kraujagyslių skaičius, jų skersmens ir orientacijos vidurkis ir standartinis nuokrypis, didžiausias kraujagyslės skersmuo ir tos kraujagyslės orientacija kiekvienam kvadrantui, žalio RGB komponento intensyvumo vidurkis ir standartinis nuokrypis, vidutinis kraujagyslių skersmuo visame šablone ir kraujagyslėms priklausančių pikselių kiekis šablone (Abràmoff ir Niemeijer, 2006). Toliau iš šiu požymių klasifikavimui buvo išrinkti kraujagyslių kiekiai ir didžiausios kraujagyslės skersmuo kiekviename kvadrante, žalio RGB komponento intensyvumo vidurkis ir standartinis nuokrypis bei kraujagyslių skaičius visam šablone ir kraujagyslėms priklausančiu pikseliu skaičius (Abràmoff ir Niemeijer, 2006). Pagal juos, naudojant kNN klasifikatorių, buvo įvertinamas šablono atstumas nuo tikrosios regos nervo disko vietos (Abràmoff ir Niemeijer, 2006). Tada regos nervo disko centras randamas, parenkant šablono vieta taip, kad rastasis atstumas iki regos nervo disko būtų kuo mažesnis (Abràmoff ir Niemeijer, 2006). Vėliau šis metodas buvo patobulintas ir pritaikytas ir foveos radimui (Niemeijer et al., 2008).

Apibendrinant galima teigti, kad regos nervo akies dugne paprastai ieškoma naudojantis tuo, kad iš jo išeina kraujagyslės (dažniausiai tokiu atveju pasinaudojama anksčiau atlikto kraujagyslių radimo rezultatais) arba tuo, kad tai yra didelė ryški dėmė.

1.3.4. Foveos ir geltonosios dėmės radimas

Foveos dažnai ieškoma naudojantis tuo, kad joje nėra kraujagyslių, tuo, kad tai – tamsi dėmė, kurios viduryje yra šviesi dėmė (atspindys nuo blykstės), bei tuo, kad žinomas jos atstumas nuo regos nervo disko.

Vienu atveju, atsižvelgiant į tai, kad fovea yra gana tamsi dėmė, kurios viduryje dėl atspindžio nuo blykstės yra šviesi dėmė, ieškoma maksimalios kroskoreliacijos su iš anksto pasiruoštu šablonu (Kong et al., 2005). Tikrasis foveos centras randamas kaip tamsiausias taškas šio maksimumo aplinkoje vaizde su suvienodintomis histogramomis (Kong et al., 2005).

Kitu atveju galimi kandidatai į foveos centrus randami kaip lokalūs nufiltruoto žalio RGB komponento minimumai (Fleming et al., 2007). Tada, naudojant regionų auginimą (angl. *region growing*), randamos dėmės, kurios galėtų atitikti foveą (Fleming et al., 2007). Slenkstis regionų auginimui parenkamas pagal pradinio taško aplinkos pikselių intensyvumo vidurkį (Fleming et al., 2007). Po to atmetamos dėmės, į kurias patenka kiti kandidatai į foveos centrus, bei pernelyg didelės dėmės (Fleming et al., 2007). Galiausiai likusios dėmės yra lyginamos pagal jų koreliaciją su iš anksto paruoštu foveos modeliu (Fleming et al., 2007). Į foveos padėtį akies dugne atsižvelgiama apribojant plotą, kuriame ieškoma jos centro, skrituliu, nutolusiu nuo regos nervo disko per 2,4 vidutinio regos nervo disko diametro link centro elipsės, aproksimuojančios kraujagyslės lanką (Fleming et al., 2007).

Trečiu atveju foveos buvo ieškoma išskiriant raudoną RGB komponentą ir RGB komponentų vidurkį, padidinant jų kontrastą ir atimant iš RGB komponentų vidurkio invertuotą R komponentą (Singh et al., 2008). Tada kandidatai į foveos vietas randami pritaikius slenkstį (Singh et al., 2008). Galiausiai tikroji foveos vieta parenkama iš minėtų kandidatų pagal geometrinius parametrus – dydį ir ilgio bei pločio santykį (Singh et al., 2008). Analogiškas metodas buvo pritaikytas ir regos nervo diskui rasti (Singh et al., 2008).

Dar vienu atveju foveos radimui buvo panaudotas šablonas – skritulys, padalintas i keturis kvadrantus ir vidine bei išorine zonas (Niemeijer et al., 2008). Tada fovea randama kartu su regos nervo disku (Niemeijer et al., 2008). Vertinami požymiai – kraujagyslių skaičius, jų skersmens vidurkis ir standartinis nuokrypis, jų krypties skirtumo nuo vertikalios ar horizontalios skirtumo vidurkis ir standartinis nuokrypis, didžiausios kraujagyslės skersmuo ir krypties skirtumas nuo horizontalios ar vertikalios kiekvienam kvadrantui, kraujagyslių tankis ir vidutinis skersmuo visame šablone bei vaizdo intensyvumo vidurkis ir standartinis nuokrypis vidinėje ir išorinėje zonose (Niemeijer et al., 2008). Apmokomas kNN klasifikatorius, vertinantis atstuma iki foveos pagal šiuos duomenis. Tada peržiūrimi visi kraujagyslių centrinių linijų taškai (Niemeijer et al., 2008). Kiekvienam jų randamas prognozuojamas atstumas iki regos nervo disko (Niemeijer et al., 2008). Taip pat peržiūrimi taškai, kuriuose būtų tikėtina rasti fovea jei regos nervo disko centras sutaptu su nagrinėjamu centrinės linijos tašku (Niemeijer et al., 2008). Formuojami du pagalbiniai vaizdai: viename iš jų saugomi prognozuojami atstumai iki foveos, kitame - suma prognozuojamų atstumų iki regos nervo disko ir minimaliu prognozuojamu atstumu iki foveos (Niemeijer et al., 2008). Pikseliams, kuriems skaičiavimai nebuvo atlikti, suteikiamos reikšmės, lygios, atitinkamai,

šablono spinduliui ir skersmeniui (Niemeijer et al., 2008). Po to pagalbiniai vaizdai yra filtruojami Gauso filtru (Niemeijer et al., 2008). Tada regos nervo disko centras randamas kaip minimumas antrajame pagalbiniame vaizde, o foveos centras – kaip minimumas pirmojo pagalbinio vaizdo zonoje, kurioje tikėtina rasti foveą, laikant, kad regos nervo disko vieta nustatyta teisingai (Niemeijer et al., 2008).

Galimi geltonosios dėmės centrai buvo randami ir pagal atstumą nuo regos nervo disko (Sagar et al., 2007). Taip buvo atrenkami pikseliai, nutolę nuo regos nervo disko centro ne daugiau kaip per pusantro ir ne mažiau kaip pusketvirto jo diametro (Sagar et al., 2007). Be to, jeigu žinoma, kad vaizdas buvo centruojamas pagal geltonąją dėmę, paliekami tik pikseliai link vaizdo centro (Sagar et al., 2007). Likusieji pikseliai uždažomi baltai (Sagar et al., 2007). Taip pat uždažomi visi pikseliai, priklausantys kraujagyslėms (Sagar et al., 2007). Galiausiai randamas vienas procentas tamsiausių pikselių ir didžiausias jų klasteris laikomas geltonosios dėmės centru (Sagar et al., 2007).

Apibendrinant galima teigti, kad foveos paprastai ieškoma naudojantis tuo, kad joje nėra kraujagyslių, tuo, kad tai – tamsi dėmė, kurios viduryje yra šviesi dėmė (atspindys nuo blykstės), bei tuo, kad žinomas jos atstumas nuo regos nervo disko.

1.3.5. Akies dugno defektų atpažinimas

Įvairūs akies dugno defektai (eksudatai, vatos pavidalo dėmės ar pan.) neretai randami, naudojant ivairius klasifikatorius, pavyzdžiui, artimiausių kaimynų metoda (kNN) arba tiesinį klasifikatorių (Niemeijer et al., 2007). Vienu atveju buvo klasifikuojama artimiausio kaimyno klasifikatoriumi pagal žalio RGB komponento atsakus į skaitmeninius filtrus (Niemeijer et al., 2007). Pikseliai, priskirti defektams, toliau buvo suskirstyti į grupes, atitinkančias dėmes vaizde. Kadangi didelė dalis tokių dėmių nėra ieškomi pažeidimai, šios dėmės toliau klasifikuotos į defektus ir ne defektus. Ši syki vel buvo klasifikuojama artimiausio kaimyno metodu pagal tokius parametrus, kaip ankstesniame etape rastos dėmės plotas ir perimetras, ją sudarančių pikselių žalio RGB komponento vidurkis ir standartinis nuokrypis (prieš tai atėmus gausiniu filtru nufiltruota vaizda) ir pan. (Niemeijer et al., 2007). Galiausiai likusios dėmės tiesiniu klasifikatoriumi (pagal ankstesniame etape naudotus požymius, be to, pagal ankstesnio etapo rezultatus – pavyzdžiui, rastų dėmių skaičių) suskirstomos į drūzas, vatos pavidalo dėmes ir eksudatus (Niemeijer et al., 2007). Ieškant visu šviesių defektų buvo pasiektas plotas po ROC kreive 0,95 (jautrumas ir specifiškumas pasirinktame optimaliame taške – 0,95 ir 0,88), ieškant eksudatų – 0,94 (jautrumas ir specifiškumas pasirinktame optimaliame taške – 0,95 ir 0,86), ieškant vatos pavidalo dėmių - 0,85 (jautrumas ir specifiškumas pasirinktame optimaliame taške -0.70 ir 0.93), ieškant drūzų -0.88 (jautrumas ir specifiškumas pasirinktame optimaliame taške – 0,77 ir 0,88) (Niemeijer et al., 2007). Palyginimui, vienas iš tyrime dalyvavusių oftalmologų (lyginant su tuo pačiu standartu), ieškodamas visų šviesių defektų, pasiekė jautrumą 0,95 ir specifiškumą 0,74, ieškodamas eksudatų -0.90 ir 0.98, ieškodamas vatos pavidalo dėmių -0.87 ir 0.98, ieškodamas drūzų -0.92 ir 0.79 (Niemeijer et al., 2007).

Raudonų defektų (mikroaneurizmų ir kraujosruvų) radimui naudoti ir radialinių bazinių funkcijų neuroniniai tinklai (Garcá et al., 2009). Tam iš pradžių

normalizuotas vaizdas segmentuojamas, priskiriant defektams pikselius, kurie pagal žalia RGB komponenta yra mažiau ryškūs už savo aplinka (Garcá et al., 2009). Taip pat atmesti kraujagyslėms priklausantys pikseliai (Garcá et al., 2009). Taip gauti regionai toliau buvo vertinami radialinių funkcijų neuroniniu tinklu (Garcá et al., 2009). Iš pradžiu buvo parinkti tokie požymiai, kaip RGB komponentu vidurkiai ir standartiniai nuokrypiai regione ir apie ji, regiono plotas, ilgis, plotis, ekscentricitetas ir pan. (Garcá et al., 2009). Vėliau iš ju atrinkti 16 požymių: RGB spalvų erdvės komponentų G ir B vidurkiai ir standartiniai nuokrypiai regiono viduje, G vidurkis ir G bei B standartiniai nuokrypiai regiono aplinkoje, G reikšmė regiono centre, ribos stiprumas, regiono homogeniškumas visuose RGB kanaluose, kontrastas G ir B kanaluose, regiono ilgis ir jo ilgio ir pločio santykis (Garcá et al., 2009). Normalizuotos šiu požymių reikšmės paduodamos i pirmaji neuroninio tinklo sluoksnį (Garcá et al., 2009). Paslėptame sluoksnyje kaip aktyvavimo funkcijos naudojamos radialinės bazinės funkcijos, konkrečiau – daugiamatės Gauso funkcijos (Garcá et al., 2009). Tuo tarpu išėjimo sluoksnis yra tiesinis (Garcá et al., 2009). Remdamiesi (Osareh, 2004) autoriai metodo rezultatu vertinimui naudojo tiek pažeidimais paremta kriterijų (lyginant algoritmo rastų ir gydytojo pažymėtų pažeidimų ribas), tiek vaizdu paremta kriterijų (pagal tai, kuriuose vaizduose pažeidimų rado algoritmas ir kuriuose – gydytojas) (Garcá et al., 2009). Pagal pažeidimais paremtą kriterijų algoritmas pasiekė jautrumą, lygų 86% ir teigiamą prognozavimo verte, lygia 52% (Garcá et al., 2009). Pagal vaizdais paremta kriteriju algoritmas pasiekė jautrumą, lygų 100% ir specifiškumą, lygų 56% (Garcá et al., 2009).

Taip pat naudotas ląstelinis neuroninis tinklas (angl. *Cellular Neural Network*) (Checco ir Corinto, 2006). Tam monochromatinis vaizdas, gautas ignoruojant raudoną spalvą, apdorojamas pagal algoritmą, suskaidytą į keturis žingsnius. Pirmame žingsnyje operatorius parenka zoną, kurioje turi būti ieškoma drūzų (Checco ir Corinto, 2006). Antrame žingsnyje vaizdas nutriukšminamas naudojant ląstelinį neuroninį tinklą, kuris imituoja netiesinį izotropinį filtrą (Checco ir Corinto, 2006). Trečiame žingsnyje taikomas histogramos normalizavimas (Checco ir Corinto, 2006). Ketvirtame žingsnyje atliekamas pats segmentavimas. Jis atliekamas iteracijomis, kurios, savo ruožtu, gali būti suskaidytos į tris dalis: slenkstinio žemėlapio radimo, adaptyvaus segmentavimo ir naujo vaizdo generavimo. Slenkstinis žemėlapis randamas, sudedant lokalius vidurkius ir dispersijas. Adaptyvus segmentavimas vykdomas pagal gautąjį žemėlapį, nutraukiant ląstelinio neuroninio tinklo darbą jam dar nespėjus gauti dvejetainio vaizdo. Naujas vaizdas gaunamas, pridedant adaptyvaus segmentavimo rezultatą prie pradinio vaizdo. Ši suma toliau naudojama kitoje iteracijoje (Checco ir Corinto, 2006).

Akies dugno defektų radimui naudojami ir Gaboro filtrai. Pavyzdžiui, vienu atveju jų atsakas buvo naudojamas apibrėžti atsitiktiniam Markovo laukui (angl. *Markov Random Field*), kuris, savo ruožtu, buvo naudojamas segmentavimui (Grisan ir Ruggeri, 2008). Tam laikoma, kad vaizdo pikseliai sudaro gardelę

$$S = \{ s = (i, j) | 1 \le i \le M, 1 \le i \le N \},$$
(24)

kur M ir N – vaizdo matmenys (Grisan ir Ruggeri, 2008). Kiekvienam pikseliui priskiriamas x_s , laikomas viena iš atsitiktinio dydžio X realizacijų, kurios reikšmių aibė – sveikieji skaičiai tarp 1 ir L (Grisan ir Ruggeri, 2008). Be to, kiekvienas pikselis nusakomas savybėmis f(s), kurios yra atsitiktinio dydžio Frealizacija, ir segmentuojant vaizdą priskiriamas segmentui y(s), kuris yra atsitiktinio dydžio Y realizacija. Taikant šį metodą akies dugno defektams rasti, savybės f(s)nusakomos atsaku į skirtingus Gaboro filtrus (Grisan ir Ruggeri, 2008). Tada ieškoma optimalaus segmentavimo, kuris maksimizuotų sąlyginę tikimybę, kad segmentavimas yra teisingas, žinant savybes:

$$\hat{y} = \arg \max_{y} (P(Y = y | F = f)).$$
 (25)

Kitu atveju vaizdo atsakas į 14 Gaboro filtrų buvo klasifikuojamas, naudojant kNN klasifikatorių (Sánchez et al., 2009). Taip gautam tikimybių žemėlapiui buvo taikomas slenkstis, gaunant kandidatinius pažeidimų plotus. Iš jų pašalinami visi plotai, patenkantys į regos nervo diską (Sánchez et al., 2009). Tolesniam apdorojimui naudotas tiesinis klasifikatorius, skirstantis dėmes į keturias kategorijas (kietieji eksudatai, vatos pavidalo dėmės, drūzos, ne pažeidimai) (Sánchez et al., 2009). Klasifikuojama buvo pagal dėmės plotą, perimetrą, kompaktiškumą, ilgį, plotį, atsako į Gaboro filtrus statistinius parametrus, kontrastą ir spalvą nusakančius parametrus, atstumą nuo kraujagyslių ir pan. (Sánchez et al., 2009). Klasifikatorius buvo apmokomas aktyviai, t.y., parenkant papildomą apmokymo imtį pagal klasifikavimo rezultatus. Tokiu būdu pasiektas plotas po ROC kreive kietiesiems eksudatams buvo 0,87, vatos pavidalo dėmėms – 0,82, drūzoms – 0,78 (Sánchez et al., 2009).

Taip pat naudojamasi tuo, kad defektai spalva ir šviesumu skiriasi nuo aplinkos. Vienu atveju tamsesni už aplinką defektai (kraujosruvos ir mikroaneurizmos) buvo randami ieškant pikselių, gerokai tamsesnių už savo aplinkos vidurkį, o tada juos grupuojant pagal tankio funkciją (Grisan ir Ruggeri, 2007).

Taipogi vienu atveju drūzoms išskirti buvo naudojamas paprastas slenkstis, randamas Otsu metodu, pagal kurį siekiama maksimizuoti tarpklasinę dispersiją (Smith et al., 2005, Smith et al., 2008). Skirtingose akies dugno zonose renkami skirtingi slenksčiai. Be to, zonose, kuriose esama kraujagyslių, naudojamas vienas slenkstis, atskiriantis drūzas nuo fono, o likusiose – du slenksčiai, skiriantys drūzas, foną ir kraujagysles (Smith et al., 2005, Smith et al., 2005, Smith et al., 2008). Tačiau kartais operatorius turėjo nurodyti drūzų klasę dar kartą perskelti (Smith et al., 2005).

Toks metodas buvo taikytas žaliam RGB komponentui, naudojant sandaugą su Gauso funkcija (su centru geltonojoje dėmėje) fonui išlyginti (Smith et al., 2005). Pagal Otsu metodo rezultatus sudaromas fono spalvos intensyvumo modelis, pagal kurį išlygintas vaizdas vėl segmentuojamas pagal Otsu metodą (Smith et al., 2005, Smith et al., 2008). Tai gali būti kartojama keletą kartų (Smith et al., 2005). Nustatyta, kad tokiu atveju pasiekiamas klasifikavimo jautrumas tarp 0,42 ir 0,86 ir specifiškumas tarp 0,53 ir 0,98 (Smith et al., 2005).
Dar vienu atveju drūzų buvo ieškoma pagal maksimumus kreivumui analogiško dydžio (besiskiriančio tik vardiklio laipsniu – ne 3/2, o 1) (Garg et al., 2006, Parvathi ir Devi, 2007):

$$Y(x) = \frac{\frac{d^2 y}{dx^2}}{1 + \left(\frac{dy}{dx}\right)^2}.$$
(26)

Tam buvo nagrinėjami vertikalūs, horizontalūs ir įstriži vaizdo pjūviai, randami lokalūs kreivumo maksimumai ir atmetami tie maksimumai, kurių reikšmės nesiekia nustatyto slenksčio (Garg et al., 2006, Parvathi ir Devi, 2007). Kiekybinių metodo darbo įverčių pateikta nebuvo (Garg et al., 2006, Parvathi ir Devi, 2007).

Be to, drūzų buvo ieškota naudojantis vandenskyros transformacija (Ben Sbeh et al., 2001). Bandymų metu nustatyta, kad jos naudojimą apsunkina žymeklių pasirinkimas ir perteklinė segmentacija (Ben Sbeh et al., 2001).

Dar vienu atveju drūzų ieškota keliais etapais (Rapantzikos et al., 2003). Pirmiausiai išskiriamas žalias RGB komponentas ir šis vaizdas filtruojamas homogeniniu filtru, taip siekiant išlyginti apšviestumą (Rapantzikos et al., 2003). Tada vaizdui taikomas daugelio lygių histogramos išlyginimas (Rapantzikos et al., 2003). Gautam vaizdui taikomas Otsu slenkstis (Rapantzikos et al., 2003). Gauta kaukė morfologiškai išplečiama, kaip struktūrinį elementą naudojant trijų pikselių skersmens diską (Rapantzikos et al., 2003). Toliau taikomas histogramoms adaptyvus lokalus slenkstis – vaizdas skaidomas į dalis ir į jas patenkantiems ankstesniu etapu rastos kaukės dengiamiems plotams taikomas slenkstis, parinktas pagal jų pikselių verčių pasiskirstymo statistinius įverčius (Rapantzikos et al., 2003). Galiausiai pernelyg maži plotai pašalinami taikant medianinį filtrą (Rapantzikos et al., 2003).

Apibendrinant galima teigti, kad esama gana daug akies dugno defektų radimo metodų, bet didžioji dalis yra pusiau automatiniai. Paprastai operatorius turi parinkti zoną, kurioje ieškoma drūzų, nors pasitaiko atvejų, kai operatorius turi nustatyti, ar gauti rezultatai yra koreguotini. Taip pat pastebėtina, kad daugeliu atvejų nagrinėjamas tik žalias RGB kanalas, nors kartais atsižvelgiama ir į mėlyną.

1.3.6. Akies dugno objektų parametrizavimas

Rasti akies dugno objektai toliau parametrizuojami. Pavyzdžiui, kraujagyslėms skaičiuojami skersmenys, vingiuotumai (plačiau žr. 1.4 poskyrį). Pagal kraujagyslių skersmenis randami centrinės tinklainės arterijos ekvivalentas ir centrinės tinklainės venos ekvivalentas bei jų santykis, vadinamas arterijų-venų santykiu (Tramontan ir Ruggeri, 2009). Regos nervo diskui randami jį aproksimuojančios elipsės parametrai (didžioji ir mažoji ašys, horizontalus ir vertikalus skersmenys) (Treigys et al., 2008), disko ir ekskavacijos santykis (Hatanaka et al., 2009).

Taipogi buvo skaičiuojama atpažintų kraujagyslių fraktalinė dimensija (Kunicki et al., 2009). Buvo naudotas dėžinio skaičiavimo (angl. *box counting*)

metodas, kai objektas (šiuo atveju kraujagyslės) padengiamas kvadratais (Kunicki et al., 2009). Tada fraktalinė dimensija randama kaip riba

$$D_{BC} = \lim_{\varepsilon \to 0} \left(\frac{\log N(r+\varepsilon) - \log N(r)}{\log(r+\varepsilon) - \log(\varepsilon)} \right);$$
(27)

čia kvadratų kraštinė *r* ir kiekis *N*(*r*) (Kunicki et al., 2009).

Naudotas ir informacinis fraktalinės dimensijos nustatymo metodas, kai atsižvelgiama į kvadratų dengiamų objekto pikselių skaičių:

$$D_{I} = \lim_{\varepsilon \to 0} \left(\frac{S(r+\varepsilon) - S(r)}{\log(r+\varepsilon) - \log(\varepsilon)} \right);$$
(28)

čia S – Kolmogorovo entropija:

$$S(r) = -\lim_{N(d)\to\infty} \sum_{i=1}^{N(d)} \left[\frac{M_i}{M} \cdot \log\left(\frac{M_i}{M}\right) \right];$$
(29)

čia M_i – i-tojo kvadrato dengiamas objekto pikselių skaičius, M – bendras objekto pikselių skaičius, o N(d) – kvadratų su kraštine d kiekis (Kunicki et al., 2009).

Fraktalinės dimensijos buvo skaičiuojamos tiek ištisiems akies dugno vaizdams, tiek jų fragmentams (Kunicki et al., 2009). Tačiau pasirodė, kad nė vienu atveju fraktalinė dimensija netinka nustatyti pacientams, sergantiems neproliferacine diabetine retinopatija (Kunicki et al., 2009).

1.4. Vingiuotumo skaičiavimo metodai

Paprastai medikai vingiuotumą vertina, naudodami subjektyvius įverčius, pavyzdžiui, optometrines skales (Pearson, 2003). Tačiau esama ir objektyvių vingiuotumo vertinimo metodų.

Nagrinėjant vingiuotumą galima teigti, kad kraujagyslė yra savęs nekertanti kreivė plokštumoje. Ją galima apibrėžti parametriškai. Kompiuterio atmintyje ji gali būti nusakoma baigtiniu taškų kiekiu. Kreivės taškams yra apibrėžiamas kreivumas, kurį galima apskaičiuoti iš koordinačių išvestinių pagal parametrą:

$$k = \frac{x'y'' - y'x''}{\left(x'^2 + {y'}^2\right)^{\frac{3}{2}}}.$$
(30)

Vienas iš paprasčiausių kreivės vingiuotumo įverčių, panaudojančių jos taškų kreivumus, yra kreivumo modulio arba kvadrato integralo santykis su kreivės ilgiu *L* (Hart et al., 1999):

$$\tau_1 = \frac{1}{L} \int_{t_1}^{t_2} |k(t)| dt \,. \tag{31}$$

Galima šio įverčio modifikacija – skaičiavimams naudoti ne centrinės linijos kreivumus, o kraujagyslės kraštų kreivumų vidurkius atitinkamuose taškuose, taip atsižvelgiant į tai, kad vingiuotumas skaičiuojamas ne idealizuotoms linijoms, o objektams, turintiems plotį (Azegrouz et al., 2006). Vėliau ši modifikacija buvo apibendrinta (Trucco et al., 2010):

$$\tau_{1b} = \frac{1}{L} \int_{t_1}^{t_2} \left(\frac{|k_1(t)|^p + |k_2(t)|^p}{2} \right)^{-p} dt .$$
(32)

Čia k_1 ir k_2 – kraujagyslės kraštų kreivumai atitinkamuose taškuose, p – empiriškai parinktas parametras (autorių rekomenduojama reikšmė yra 4) (Trucco et al., 2010).

Dar vienas panašus įvertis gautas vietoje kreivumų nagrinėjant kraujagyslės kraštų posvyrio kampų (taškuose, kurių išsidėstymas parenkamas pagal kraujagyslės skersmenį) skirtumų modulius (Bhuiyan et al., 2010)

Ankstesniame darbe buvo pasiūlytas kitas įvertis – kreivumo išvestinės kvadrato integralas, padalintas iš linijos ilgio (Patašius et al., 2005, Patašius, 2006):

$$\tau_2 = \frac{1}{L} \int_{t_1}^{t_2} (k'(t))^2 dt \,. \tag{33}$$

Toks įvertis remiasi intuityviu suvokimu, kad linija su pastoviu kreivumu nelaikytina vingiuota. Dar 1993 m., nagrinėjant splainus, buvo pasiūlyta tai pagrindžianti analogija: dviračiu ar automobiliu važiuoti apskritimo lanku gana nesunku (užtenka laikyti vairą), sunkiau važiuoti ten, kur kreivumas kinta (Mächler, 1993). Tiesa, kartu su šia analogija pateiktas vingiuotumo įvertis (kreivumo išvestinės ir kreivumo santykio kvadrato integralas) (Mächler, 1993) sunkiai pritaikomas, kai linija gali būti tiesi.

Turbūt intuityviausias vingiuotumo įvertis yra lanko-stygos santykis – kreivės ilgio (L) santykis su atstumu tarp jos galų (S) (Hart et al., 1999):

$$\tau_3 = \frac{L}{S}.$$
(34)

Tačiau pagal šį įvertį apskritimo vingiuotumas begalinis, nors jis nėra laikomas vingiuota linija (Grisan et al., 2003).

Padujos universiteto mokslininkai (Grisan et al., 2003) yra pasiūlę lankostygos santykio modifikaciją, neturinčią minėtojo trūkumo. Iš pradžių linija dalijama į N dalių, kuriose kreivumo ženklas pastovus (su histereze). Tada kiekvienai iš dalių skaičiuojamas lanko-stygos santykis, o pats vingiuotumo įvertis apskaičiuojamas pagal formulę:

$$\tau_4 = \frac{N-1}{L} \cdot \sum_{i=1}^{N} \left(\frac{L_i}{S_i} - 1 \right). \tag{35}$$

Vėliau pastarasis metodas buvo modifikuotas (Grisan et al., 2008):

$$\tau_{5} = \frac{N-1}{N} \cdot \frac{1}{L} \cdot \sum_{i=1}^{N} \left(\frac{L_{i}}{S_{i}} - 1 \right).$$
(36)

Kraujagyslių atpažinimo kokybės įtaka šiems įverčiams gali būti sumažinta, aproksimavus linijas splainais. Taip pat galima naudoti skaitmeninius žemo dažnio filtrus.

1.5. Pirmojo skyriaus išvados

- 1. Pastebėta, kad akies dugno kraujagyslių (ypač venulių) vingiuotumo padidėjimas paprastai yra siejamas su kraujospūdžio padidėjimu.
- 2. Nustatyta, kad anatominių struktūrų modeliavimas yra naudojamas gana dažnai su įvairiais tikslais.
- 3. Nustatyta, kad yra buvę daug bandymų modeliuoti kraujagysles ir daug bandymų įvertinti jų vingiuotumą, bet nerasta bandymų panaudoti kraujagyslių modeliavimą skirtingiems vingiuotumo įverčiams lyginti ir interpretuoti.
- 4. Nustatyta, kad kraujagyslių vingiuotumo priklausomybei nuo kraujospūdžio tirti buvo naudotas modelis lateksinis vamzdelis –, ir jis buvo pripažintas adekvačiai aprašančiu kraujagyslių (ypač akies dugno venulių, kurių sienelės neturi lygiųjų raumenų) savybes. Tačiau naudotas vingiuotumo įvertis sunkiai apibendrinamas, dėl ko verta atlikti analogišką tyrimą naudojant kitus vingiuotumo įverčius.
- 5. Nustatyta, kad kraujagyslių radimui paprastai naudotas tik žalias RGB komponentas, kartais naudojant šviesumą. Informacija, esanti kituose spalvų erdvių komponentuose, ignoruojama.
- 6. Nerasta darbų, kuriuose būtų bandyta automatiniu ar pusiau automatiniu būdu kiekybiškai įvertinti regos nervo disko ribų aiškumą.
- 7. Nustatyta, kad įvairių akies dugno defektų radimui dažniausiai naudojami metodai, kuriems reikia apmokymo.
- 8. Nustatyta, kad įvairių akies dugno defektų, o ypač drūzų radimo esamais metodais kokybė yra palyginus prasta.

2. BIOMECHANINIS KRAUJAGYSLIŲ MODELIAVIMAS

2.1. Kraujagyslės biomechaninis modeliavimas baigtiniais elementais

Literatūros analizė parodė, kad esama daug kraujagyslių vingiuotumo įverčių, bet nėra išnagrinėtas jų priklausomybės nuo kraujospūdžio (su kuriuo siejamas kraujagyslių, ypač venulių, vingiuotumo padidėjimas) pobūdis. Savo ruožtu, tai riboja galimybes lyginti ligos progresavimo laipsnius skirtingomis sąlygomis. Dėl to atrodo verta panagrinėti šių priklausomybių pobūdį paprasčiausiomis sąlygomis.

Šiame darbe vingiuotumo kitimo dėsningumams nustatyti visų pirma buvo naudojamas kraujagyslės modeliavimas baigtinių elementų metodu.

Vienu iš atvejų buvo naudotas 8 pav. pavaizduotas modelis. Jame kraujagyslės sienelė buvo cilindrinė (vidinis diametras – 6 mm, išorinis – 8 mm, žr. 2 lentelę). Kad kraujagyslė būtų asimetriška (siekiant, kad vingiuotumas pasireikštų vienoje plokštumoje), jos viduje buvo pridėtas mažas (1,7 mm skersmens) sferinis defektas. Buvo laikoma, kad slėgis kraujagyslėje pasiskirstęs tolygiai, o kraujagyslės ir jos aplinkos medžiagos – izotropinės, pasižyminčios tiesinėmis savybėmis. Kraujagyslės sienelės Jungo modulis buvo 5 MPa, o Puasono santykis – 0,45 (žr. 2 lentelę). Kraujagyslės aplinka buvo modeliuojama kaip stačiakampis gretasienis (matmenys 50 mm × 20 mm × 20 mm) iš medžiagos, kurios Jungo modulis 1 kPa, o Puasono santykis – 0,3. Kraujagyslės aplinkos šoniniai paviršiai buvo įtvirtinti.



8 pav. Kraujagyslės modelis baigtiniais elementais: (a) bendras vaizdas su išpjova, (b) izometrinė projekcija su išpjova, (c) baigtinių elementų tinklelis

Šiame modelyje naudoti tetraedro formos baigtiniai elementai, nusakomi dešimčia mazgų (keturiais tetraedro viršūnėse ir šešiais ant jo kraštinių). Pažymėjus mazgus tetraedro viršūnėse I, J, K, L, o mazgus tetraedro kraštinėse M, N, O, P, Q ir R, elemento formos funkcija bus:

$$u = u_{I}(2L_{1}-1)L_{1} + u_{J}(2L_{2}-1)L_{2} + u_{K}(2L_{3}-1)L_{3} + u_{L}(2L_{4}-1)L_{4} + u_{M}L_{1}L_{2} + u_{N}L_{2}L_{3} + u_{O}L_{1}L_{3} + u_{P}L_{1}L_{4} + u_{Q}L_{2}L_{4} + u_{R}L_{3}L_{4}$$
(37)

Čia u – poslinkis (deformacija) pasirinktame baigtinio elemento taške, u_I , u_J , ar u_R – poslinkis, atitinkamai, taškuose I, J ar R, L_1 , L_2 , L_3 , L_4 – pasirinkto taško

normalizuotos koordinatės, nusakančios atstumą nuo pasirinkto taško iki atitinkamos tetraedro viršūnės (I, J, K, L) – koordinatė lygi nuliui, kai pasirinktas taškas sutampa su atitinkama viršūne ir vienetui, kai jis yra priešingoje jai briaunoje.

Medžiagos tiesioginiai įtempiai (pavyzdžiui, σ_x – tiesioginis įtempis x ašies kryptimi), santykinės deformacijos (pavyzdžiui, ε_x – santykinė deformacija x ašies kryptimi,), šlyties įtempiai (pavyzdžiui, σ_{xy} – šlyties įtempis xy plokštumoje), šlyties deformacijos (pavyzdžiui, ε_{xy} – šlyties deformacijoje xy plokštumoje), Jungo moduliai (pavyzdžiui, E_x – Jungo modulis x ašies kryptimi), Puasono santykiai (pavyzdžiui, v_{xy} – Puasono santykis xy plokštumoje) ir šlyties moduliai (pavyzdžiui, G_{xy} – šlyties modulis plokštumoje xy) siejami lygčių sistema (šiluminį plėtimąsi nusakantys nariai praleisti):

$$\begin{cases} \varepsilon_{x} = \frac{\sigma_{x}}{E_{x}} - \frac{v_{xy}\sigma_{y}}{E_{x}} - \frac{v_{xz}\sigma_{z}}{E_{x}} \\ \varepsilon_{y} = -\frac{v_{yx}\sigma_{x}}{E_{y}} + \frac{\sigma_{y}}{E_{y}} - \frac{v_{yz}\sigma_{z}}{E_{y}} \\ \varepsilon_{z} = -\frac{v_{zx}\sigma_{x}}{E_{z}} - \frac{v_{zz}\sigma_{y}}{E_{z}} + \frac{\sigma_{z}}{E_{z}} \\ \varepsilon_{xy} = \frac{\sigma_{xy}}{G_{xy}} \\ \varepsilon_{xz} = \frac{\sigma_{xz}}{G_{xz}} \\ \varepsilon_{yz} = \frac{\sigma_{yz}}{G_{yz}} \end{cases}$$

$$(38)$$

Kadangi medžiaga izotropinė, Jungo moduliai ir Puasono santykiai visomis kryptimis yra lygūs. Kadangi šlyties moduliai tiesiogiai nėra žinomi, jie apskaičiuojami iš Jungo modulių ir Puasono santykių:

$$G_{xy} = G_{xz} = G_{yz} = \frac{E_x}{2(1 + v_{xy})}.$$
(39)

Radus deformacijas, deformuotas išorinis kraujagyslės paviršius buvo skersai suskaidytas į 50 segmentų. Tada visi segmentai buvo aproksimuoti apskritimais. Per šių apskritimų centrus einanti linija buvo laikoma kraujagyslės centrine linija (9 pav.).



9 pav. Kraujagyslės sienelės segmentų aproksimavimas apskritimais Vigiuotumo priklausomybės nuo slėgio yra pateiktos 10 pav.



10 pav. Vamzdelio vingiuotumo įverčiai kaip vidinio slėgio funkcijos: kreivumo išvestinės kvadrato integralas (a), lanko-stygos santykis (b), Paduvos universiteto mokslininkų pasiūlytas metodas (c) ir kreivumo modulio integralas (d)

Kaip matoma iš 10 pav., kreivumo išvestinės kvadrato integralu pagrįsto įverčio, lanko-stygos santykio bei Paduvos universiteto mokslininkų pasiūlyto įverčio reikšmės didėjant slėgiui didėja kvadratiškai. Tuo tarpu kreivumo modulio integralu pagrįsto įverčio reikšmė didėjant slėgiui didėja tiesiškai. Tad visais atvejais vingiuotumo priklausomybė nuo kraujospūdžio yra monotoninė.

Analogiškai buvo nustatyta ir vingiuotumo įverčių priklausomybė nuo sienelės Jungo modulio (slėgis buvo laikomas lygus 10 kPa).



11 pav. Vamzdelio vingiuotumo įverčiai kaip kraujagyslės sienelės Jungo modulio funkcijos: kreivumo išvestinės kvadrato integralas (a), lanko-stygos santykis (b), Paduvos universiteto mokslininkų pasiūlytas metodas (c) ir kreivumo modulio integralas (d)

Kaip matoma iš 11 pav., kreivumo išvestinės kvadrato integralu pagrįsto įverčio, lanko-stygos santykio ir Paduvos universiteto mokslininkų pasiūlyto įverčio reikšmės atvirkščiai proporcingos kraujagyslės sienelės Jungo modulio kvadratui, tuo tarpu įverčio, pagrįsto kreivumo modulio integralu – kraujagyslės sienelės Jungo moduliui. Tad ir visos vingiuotumo priklausomybės nuo Jungo modulio yra monotoninės.



12 pav. Vamzdelio vingiuotumo įverčiai kaip kraujagyslės sienelės Puasono santykio funkcijos: kreivumo išvestinės kvadrato integralas (a), lanko-stygos santykis (b), Paduvos universiteto mokslininkų pasiūlytas metodas (c) ir kreivumo modulio integralas (d)

Kaip matome iš 12 pav., vingiuotumo įverčių priklausomybės nuo Puasono santykio yra artimos tiesinėms.

2.2. Eksperimentinis kraujagyslės modelio validavimas

Kraujagyslės modelis baigtiniais elementais buvo validuotas eksperimentiškai. Pirmu eksperimentu buvo siekiama išbandyti įrangą, kurią buvo ruošiamasi naudoti modelio validavimui. Per jį kaip kraujagyslės fantomas buvo naudojama *Kartell* gamybos silikoninio vamzdelio K70 atraiža. Jos vidinis diametras buvo 5 mm, išorinis – 8 mm, ilgis – apie 20 cm. Vamzdelio galai buvo įtvirtinti. Vienas galas buvo prijungtas prie hermetiškos kameros su manometru, kitas – prie slėgio jutiklio (13 pav.).



13 pav. Eksperimento su silikoniniu vamzdeliu aparatūra

Slėgis vamzdelyje buvo keliamas iki 100, 140, 200 ir 260 mm Hg (13,3, 18,7, 26,7, 34,7 kPa). Prie šių slėgių buvo daromos vamzdelio nuotraukos (3072x2304 pikselių) juodame fone (siekiant pagerinti ribų radimo kokybę). Siekiant palengvinti mastelio nustatymą fone taip pat buvo laikoma slankmačio skalė.

Taipogi buvo sudarytas analogiško vamzdelio modelis baigtiniais elementais. Vamzdelis buvo modeliuojamas analogiškų matmenų cilindru, naudojant literatūroje pateiktus vienos rūšies silikono parametrus – 1000 psi (6,865 MPa) Jungo modulį ir 0,48 Puasono santykį (O'Hara, 1983). Modelis buvo realizuotas, naudojant Comsol Multiphysics programinę įrangą, ir turėjo 16428 laisvės laipsnius.

Analizuojant gautas nuotraukas buvo nustatyta, kad vieną vamzdelio milimetrą jose atitiko apie 20 pikselių. Kiekvienam vaizdui vamzdelio diametras buvo nustatytas 580-582 pjūviuose. Rezultatai (5 lentelė) patvirtino, kad didėjant slėgiui vamzdelio diametras didėja tiesiškai.

Slėgis, mm	Vidutinis diametras		95% patikimumo intervalas	
Hg	pikseliais	mm	Apatinė riba,	Viršutinė riba,
			pikseliais	pikseliais
100	157,163	7,858	156,983	157,344
140	157,393	7,870	157,210	157,576
200	157,663	7,883	157,488	157,838
260	158,022	7,901	157,837	158,208

5 lentelė. Eksperimento su silikoniniu vamzdeliu rezultatai, naudojant vaizdų analizę

Rezultatai, gauti naudojant modelį baigtiniais elementais (6 lentelė), irgi patvirtino, kad didėjant slėgiui vamzdelio diametras didėja tiesiškai.

Slėgis, mm	Vidutinis	95% patikimumo intervalas		
Hg	diametras, mm	Apatinė riba, Viršutinė riba		
		mm	mm	
100	8,015	8,0146	8,0155	
140	8,021	8,0205	8,0217	
200	8,030	8,0293	8,0310	
260	8,039	8,0381	8,0403	

6 lentelė. Silikoninio vamzdelio diametro priklausomybė nuo slėgio, nustatyta naudojant baigtinius elementus

Pastebėtina, kad abiem atvejais diametro augimas tiesiškas, bet absoliutinės diametro reikšmės nesutampa. Tai aiškintina naudotos silikono rūšies mechaninių parametrų skirtumu nuo literatūroje nagrinėtos silikono rūšies parametrų ir pikselių vertimo į milimetrus paklaidomis.

Diametrų didėjimo tendencijų atitikimas leido padaryti išvadą, kad naudota aparatūra yra tinkama deformacijoms stebėti ir modeliui patikrinti. Tačiau gautos deformacijos pasirodė esančios pernelyg mažos, kad vertėtų vertinti vingiuotumo pokyčius. Tai leido padaryti išvadą, kad silikoninis vamzdelis keistinas į lateksinį, kuris lengviau deformuotųsi.

Dėl to tolesni eksperimentai buvo atlikti su savos gamybos lateksiniu vamzdeliu. Buvo naudotas Chemtronics gamybos Chemask® Peelable lateksas.



14 pav. Pavyzdinis lateksinio vamzdelio vaizdas (a) ir vamzdelio ribų radimas (b)

Modelio baigtiniais elementais validavimui buvo paruoštas kraujagyslės modelis iš Chemtronix firmos Chemask Peelable latekso. Lateksas buvo ištirpintas vandeniniame amoniako tirpale ir teptuku užteptas ant DSG-CANUSA gamybos termovamzdelio RC/PBF1/8 3.2/1.6. Buvo užtepti keli sluoksniai, pusė iš jų – tik ant vienos termovamzdelio pusės, siekiant sukurti kontroliuojamą lateksinio vamzdelio asimetriją. Tada, termovamzdelį pakaitinus, lateksinis vamzdelis buvo nuimtas.

Lateksinis vamzdelis buvo paliktas laisvai kaboti su įtvirtintais galais (14a pav.). Siekiant padidinti kontrastą, už vamzdelio buvo padėtas violetinis fonas. Vidinis slėgis buvo pakeltas iki 100 mm Hg (13.3 kPa) ir tada mažintas iki 20 mm Hg (2.66 kPa) su 10 mm Hg (1.33 kPa) žingsniu. Po kiekvieno slėgio pakeitimo buvo daromos dvi nuotraukos iš fiksuotos padėties.

Analizuojant nuotraukas vamzdelio ribos buvo rastos kaip žalios spalvos gradiento lokaliniai maksimumai (14b pav.). Pagal šalia vamzdelio padėtus liniuotę ir Nonijaus skalę buvo nustatyta, kad vieną milimetrą atitinka maždaug 12 pikselių.



15 pav. Vidutinis vamzdelio skersmuo kaip vidinio slėgio funkcija – eksperimento (a) ir modeliavimo baigtiniais elementais (b) rezultatai

Modeliuojant baigtiniais elementais buvo laikoma, kad vamzdelis buvo cilindrinis (išorinis spindulys – 0,25 cm, vidinis spindulys – 0,175 cm, ilgis – 18,5 cm, atstumas tarp simetrijos ašių – 0,25 mm). Latekso Jungo modulis buvo laikomas lygiu 11,7 dyn/cm² (1,17 MPa) (Gallerani et al., 1989), o Puasono santykis – 0,5 (Binns ir Ku, 1989). Modelis turėjo 51346 elementus ir 286809 laisvės laipsnius.

Vamzdelio formai nusakyti buvo naudoti keli parametrai: vidutinis skersmuo ir keturi centrinės linijos vingiuotumo įverčiai – lanko-stygos santykis, kreivumo išvestinės kvadrato integralas, kreivumo modulio integralas ir kreivumo kvadrato integralas. Dėl vamzdelio netolygumų vingiuotumo įverčiai buvo apskaičiuoti ne atpažintoms centrinėms linijoms, o jas aproksimuojantiems B-splainams.

15 pav. parodytos vamzdelio skersmens (tiek išmatuoto vaizduose, tiek įvertinto, naudojant modelį baigtiniais elementais) priklausomybės nuo vidinio slėgio. Pastebėtina, kad abiem atvejais jos yra tiesinės.

16 pav. parodytos vamzdelio vingiuotumo įverčių (tiek įvertintų vaizduose, tiek naudojant modelį baigtiniais elementais) priklausomybės nuo vidinio slėgio. Pastebėtina, kad, nors absoliutiniai vingiuotumo įverčių dydžiai ir skiriasi (vaizdų analizės atveju naudoti matavimai pikseliais, modeliavimo baigtiniais elementais – metrais), visais atvejais vingiuotumo didėjimo pobūdis tiek naudojant vaizdų analizę, tiek modeliuojant baigtiniais elementais, yra panašus.



16 pav. Vamzdelio vingiuotumas kaip vidinio slėgio funkcija – eksperimento (a, c, e, g) ir modeliavimo baigtiniais elementais (b, d, f, h) rezultatai skirtingiems vingiuotumo įverčiams: kreivumo išvestinės kvadrato integralui (a, b), lanko-stygos santykiui (c, d), kreivumo modulio integralui (e, f) ir kreivumo kvadrato integralui (g, h)

Kad būtų akivaizdesnis lanko-stygos santykio ir įverčių, priklausančių nuo kreivumo ir kreivumo išvestinės kvadrato integralų kitimo pobūdis, 17 pav. parodytos šių vamzdelio vingiuotumo įverčių (tiek įvertintų vaizduose, tiek naudojant modelį baigtiniais elementais) priklausomybės nuo vidinio slėgio kvadrato.



17 pav. Vamzdelio vingiuotumas kaip vidinio slėgio kvadrato funkcija – eksperimento (a, c, e) ir modeliavimo baigtiniais elementais (b, d, f) rezultatai skirtingiems vingiuotumo įverčiams: kreivumo išvestinės kvadrato integralui (a, b), lanko-stygos santykiui (c, d) ir kreivumo kvadrato integralui (g, h)

Kaip matoma, priklausomybės tarp slėgio kvadrato ir minėtų vingiuotumo įverčių yra artimos tiesinėms, kaip ir buvo numatyta, remiantis modeliavimo rezultatais.

Apibendrinant galima teigti, kad naudotas modelis baigtiniais elementais yra pakankamai adekvatus akies dugno kraujagyslių (ypač venulių) formos

priklausomybei nuo kraujospūdžio tirti, jei kitos sąlygos išlieka nepakitę. Ypač venulėms, neturinčioms lygiųjų raumenų, tai turėtų galioti laikotarpiu, kuris yra pakankamai trumpas, kad nepasireikštų kraujagyslių augimas ir kiti biologinės kilmės reiškiniai. Ši išvada daroma remiantis tuo, kad ir literatūroje žinomas atvejis, kai lateksinis vamzdelis buvo naudotas kraujospūdžio ir kraujagyslės vingiuotumo ryšiui tirti, ir toks modelis buvo pripažintas pakankamai adekvačiu (Kylstra et al., 1986).

2.3. Kraujagyslių mechaninių parametrų įvertinimas

Pateikti kraujagyslės modeliavimo rezultatai leidžia teigti, kad kraujagyslės vingiuotumas (τ) yra tiesiogiai proporcingas kraujospūdžio (p) kvadratui ir atvirkščiai proporcingas jos sienelės Jungo modulio (E) kvadratui:

$$\tau_2 = \frac{k_1 \cdot p^2}{E^2}.\tag{40}$$

Čia k_1 – konstanta, kurią reikėtų nustatyti eksperimentiškai.

Analogiškai kraujagyslės skersmuo (d) yra tiesiogiai proporcingas kraujospūdžiui ir atvirkščiai proporcingas sienelės Jungo moduliui:

$$d = \frac{k_2 \cdot p}{E} \,. \tag{41}$$

Čia k₂ – konstanta, kurią reikėtų nustatyti eksperimentiškai.

Vadinasi, turint poros matavimų rezultatus, galima sudaryti lygčių sistemą:

$$\begin{cases} \tau_{2}' = \frac{k_{1} \cdot p'^{2}}{E'^{2}} \\ d' = \frac{k_{2} \cdot p'}{E'} \\ \tau_{2}'' = \frac{k_{1} \cdot p''^{2}}{E''^{2}} \\ d'' = \frac{k_{2} \cdot p''}{E''} \\ d'' = \frac{k_{2} \cdot p''}{E''} \end{cases}$$
(42)

Dėl to, vamzdelio skersmens pokytis bus proporcingas slėgio ir Jungo modulio santykio pokyčiui, o vingiuotumo pokytis – jo kvadratui:

$$\begin{cases} \frac{\tau_{2}'}{\tau_{2}''} = \frac{\frac{E''^{2}}{p'^{2}}}{\frac{E'^{2}}{p'^{2}}} = \frac{\frac{p'^{2}}{E'^{2}}}{\frac{p''^{2}}{E''^{2}}} \\ \frac{d'}{d''} = \frac{\frac{E''}{p'}}{\frac{E'}{p'}} = \frac{\frac{p'}{E'}}{\frac{E'}{E''}} \end{cases}$$
(43)

Tad teoriškai kraujagyslės sienelės parametrus įmanoma įvertinti iš jos formos pokyčių, nors praktiškai tai taikytina tik pokyčiams per laikotarpį, kuris yra pakankama trumpas, kad nepasireikštų kraujagyslių augimas ir kiti biologinės kilmės reiškiniai. Norint modeliavimo rezultatus apibendrinti ilgesniam laikotarpiui, būtų tikslinga atlikti tęstinį medicininį tyrimą.

2.4. Antrojo skyriaus išvados

- 1. Sukurtas ir eksperimentiškai patikrintas biomechaninis kraujagyslės modelis baigtiniais elementais, kuriuo naudojantis rastos įvairių kraujagyslių vingiuotumo įverčių priklausomybės nuo kraujospūdžio.
- 2. Nustatyta, kad, kitoms sąlygoms nekintant, kreivumo modulio integralu pagrįstas įvertis, kylant kraujospūdžiui didėja tiesiškai, tuo tarpu lanko-stygos santykis, Paduvos universiteto mokslininkų pasiūlytas įvertis, kreivumo kvadrato integralu bei kreivumo išvestinės kvadrato integralu pagrįsti įverčiai didėja kvadratiškai. Tai turėtų galioti laikotarpiu, kuris yra pakankamai trumpas, kad nepasireikštų kraujagyslių augimas ir kiti biologinės kilmės reiškiniai.
- 3. Nustatyta, kad, kitoms sąlygoms nekintant, kreivumo modulio integralas yra atvirkščiai proporcingas kraujagyslės Jungo moduliui, tuo tarpu lanko-stygos santykis, kreivumo išvestinės kvadrato integralas ir Paduvos universiteto mokslininkų pasiūlytas įvertis jo kvadratui. Tai turėtų galioti laikotarpiu, kuris yra pakankamai trumpas, kad nepasireikštų kraujagyslių augimas ir kiti biologinės kilmės reiškiniai.
- 4. Nustatyta, kad laikotarpiu, kuris yra pakankama trumpas, kad nepasireikštų kraujagyslių augimas ir kiti biologinės kilmės reiškiniai, vingiuotumo įverčių priklausomybė nuo kraujagyslės Puasono santykio yra artima tiesinei.
- 5. Nustatyta, kad laikotarpiu, kuris yra pakankama trumpas, kad nepasireikštų kraujagyslių augimas ir kiti biologinės kilmės reiškiniai, kraujagyslių vingiuotumo priklausomybių nuo įvairių parametrų tendencijoms nustatyti pakanka kraujagyslės modelio, kuriame ignoruojami kraujagyslių medžiagos netiesiškumai (hiperelastiškumas), nes juo gauti rezultatai (vingiuotumo įverčių augimo tendencijos didėjant slėgiui) atitiko eksperimento metu gautus rezultatus.

6. Nustatyta, kad žinant kraujagyslės vingiuotumo ar skersmens kitimą per laikotarpį, kuris yra pakankama trumpas, kad nepasireikštų kraujagyslių augimas ir kiti biologinės kilmės reiškiniai, galima įvertinti kraujospūdžio ir kraujagyslės Jungo modulio santykio kitimą, jei galima ignoruoti kraujagyslės aplinkos parametrų, kraujagyslės Puasono santykio pokyčius.

3. AKIES DUGNO KRAUJAGYSLIŲ RADIMAS IR PARAMETRIZAVIMAS

3.1. Kraujagyslių radimui palankios spalvų kombinacijos nustatymas

Kaip nustatyta analizuojant literatūrą (žr. 1.3.2 poskyrį), dauguma atvejų atpažįstant kraujagysles naudojamasi tik žaliu RGB komponentu, bet plačiau šio pasirinkimo pagrįstumas nebuvo tirtas. Dėl to buvo atliktas tyrimas kraujagyslių radimui palankių spalvų kombinacijų nustatymui.

18 pav. parodytas akies dugno fragmento ir kraujagyslės profilio pavyzdys. Jame matyti raudonos, žalios ir mėlynos spalvų ryškumo padidėjimas kraujagyslės viduryje – refleksas. Jis susidaro, vykstant veidrodiniam atspindžiui nuo kraujagyslės sienelės. Šis pašviesėjimas dažnai trukdo tiksliai atpažinti kraujagysles. Tačiau, kaip matoma, refleksas sumažėja, o kartais ir išnyksta, nagrinėjant dviejų skirtingų RGB komponentų skirtumą.



18 pav. Akies dugno fragmentas su kraujagyslės pjūviu RGB spalvų erdvėje (a), jo žalias komponentas (b), žalio ir mėlyno komponentų skirtumas (c) ir kraujagyslės pjūvio profilis

Tyrimams buvo naudota DRIVE bazės (Staal et al., 2004) apmokymo imtis. Šioje bazėje pateikiami atraminiai rankinio kraujagyslių radimo rezultatai, bet atraminių reflekso radimo rezultatų nebuvo. Dėl to buvo nutarta juos išgauti automatizuotai, pasinaudojant tuo, kad joje refleksas beveik visais atvejais buvo vieno pikselio pločio (18 pav. nagrinėjamas fragmentas iš KMU gauto didesnės skyros vaizdo, tad jame refleksas platesnis). Tad refleksui buvo priskirti pikseliai, kurie priklauso kraujagyslėms ir kurių žalios spalvos intensyvumas ir raudonos, žalios bei mėlynos spalvų intensyvumo vidurkis yra didesnis už kaimyninių pikselių bent dviem kryptim iš keturių (19 pav.).



19 pav. Kryptys, kuriomis kaimyninių pikselių reikšmės nagrinėtos sudarant atraminį reflekso vaizdą

Nustatyta, kad akies dugno vaizdus iš DRIVE bazės apmokymo imties nufiltravus vidurkiniu filtru (3x3) beveik visi pikseliai su didelėmis raudonos ir žalios spalvų intensyvumų skirtumo reikšmėmis priklauso kraujagyslėms (20 pav.). Iš dvidešimties DRIVE bazės apmokymo imties vaizdų tik dviejuose ne visi pikseliai su maksimaliu raudonos ir žalios spalvos intensyvumų skirtumu priklausė kraujagyslėms (viename iš jų kraujagyslėms priklausė 75% tokių pikselių, kitame – 50%), bet ir tada visi tokie pikseliai buvo bent gretimi priklausantiems kraujagyslėms. Iš dvidešimties DRIVE bazės testavimo imties vaizdų septyniolikoje visi tokie pikseliai priklausė kraujagyslėms ir tik viename vaizde visi tokie pikseliai nuo kraujagyslių buvo nutolę daugiau nei per du pikselius. STARE bazėje taipogi iš dvidešimties vaizdų septyniolikoje visi tokie pikseliai priklausė kraujagyslėms ir tik viename kraujagyslėms nepriklausė nė vienas iš tokių pikselių. Tad nors tokių pikselių skaičius nėra didelis, jie gali būti panaudoti kaip pradiniai taškai kraujagyslių trasavimui.

Taip pat buvo pabandyta nustatyti, kurie iš dažnai naudojamų spalvų erdvių (RGB, YIQ, HSV, HSL ir XYZ) komponentų (taip pat buvo tirti skirtumai tarp RGB R ir G bei G ir B komponentų) išryškina akies dugno kraujagysles, o kurie – refleksą. Kadangi spalvų erdvės komponento reikšmė yra skaitinis dydis, pagal kurį kiekvienu atveju siekiama pikselius skirstyti į dvi klases, lyginimui buvo pasirinkti plotai po ROC kreivėmis – kreivėmis, jungiančiomis taškus, kurių abscisės atitinka skirtumą tarp vieneto ir specifiškumo, pasiekiamo prie atitinkamo slenksčio, o ordinatės – jautrumus, pasiekiamus prie atitinkamo slenksčio. Yra žinoma, kad jis atitinka tikimybę, kad atsitiktiniam "teigiamam" atvejui bus priskirta didesnė reikšmė (šiuo atveju – atitinkamo spalvų erdvės komponento reikšmė), negu atsitiktiniam "neigiamam" atvejui (Krzanowski ir Hand, 2009).



20 pav. Vidutinė kraujagyslėms priklausančių pikselių dalis su atitinkamu spalvų intensyvumu skirtingiems RGB komponentams ir jų deriniams (DRIVE bazės apmokymo imties vaizdai filtruoti 3x3 vidurkiniu filtru)

Tam akies dugno vaizdų pikseliai buvo skirstomi (slenkstiniais klasifikatoriais) į:

- 1. Priklausančius ir nepriklausančius kraujagyslėms.
- 2. Priklausančius ir nepriklausančius refleksui, nagrinėjant visą akies dugną.
- 3. Priklausančius ir nepriklausančius kraujagyslėms, nagrinėjant tik kraujagysles.

Kiekviena klasifikacija buvo atliekama tiek globaliai (visame vaizde iš karto), tiek lokaliai (skaidant vaizdą į 40x40 pikselių dydžio blokus). Tai daryta siekiant atsižvelgti į apšviestumo netolygumus.

Nagrinėjant pikselių skirstymą į priklausančius ir nepriklausančius kraujagyslėms globaliai, didžiausi vidutiniai plotai po ROC kreivėmis buvo:

- 1. H iš HSV (0,7357)
- 2. Q iš YIQ (0,7041)
- 3. Skirtumas G-B (0,7011)
- 4. G iš RGB (0,6983)
- 5. Z iš XYZ (0,6451)

Nagrinėjant pikselių skirstymą į priklausančius ir nepriklausančius kraujagyslėms lokaliai, didžiausi vidutiniai plotai po ROC kreivėmis buvo:

- 1. G iš RGB (0,8354)
- 2. Y iš YIQ (0,8141)
- 3. Y iš XYZ (0,8078)
- 4. Skirtumas G-B (0,8012)
- 5. H iš HSV (0,7923)

Gauti rezultatai patvirtina žalio RGB komponento pasirinkimo kraujagyslių paieškai tikslingumą, bet kitos alternatyvos (ypač H iš HSV ir skirtumas G-B) irgi yra apsvarstytinos.

Nagrinėjant viso akies dugno pikselių skirstymą į priklausančius ir nepriklausančius refleksui globaliai, didžiausi vidutiniai plotai po ROC kreivėmis buvo:

- 1. Skirtumas G-B (0,7858)
- 2. H iš HSV (0,7843)
- 3. G iš RGB (0,6839)
- 4. Y iš YIQ (0,6287)
- 5. Y iš XYZ (0,6242)

Nagrinėjant viso akies dugno pikselių skirstymą į priklausančius ir nepriklausančius refleksui lokaliai, didžiausi vidutiniai plotai po ROC kreivėmis buvo:

- 1. Skirtumas G-B (0,8616)
- 2. H iš HSV (0,8408)
- 3. Q iš YIQ (0,8178)
- 4. G iš RGB (0,7965)
- 5. Y iš XYZ (0,7771)

Geras reflekso skiriamumas, naudojant G ir B komponentų skirtumą, aiškintinas tuo, kad:

- 1) buvo laikoma, kad reflekso pikseliai sudaro kraujagyslių pikselių poaibį,
- 2) imant G ir B komponentų skirtumą pikselių, kurie sudarė refleksą, spalvos intensyvumai dažnai tampa mažesniais už aplinkinių pikselių.

Nagrinėjant kraujagyslių pikselių skirstymą į priklausančius ir nepriklausančius refleksui globaliai, didžiausi vidutiniai plotai po ROC kreivėmis buvo:

- 1. B iš RGB (0,6481)
- 2. S iš HSL (0,6434)
- 3. S iš HSV (0,6420)
- 4. Skirtumas G-B (0,6362)
- 5. H iš HSV (0,6091)

Nagrinėjant kraujagyslių pikselių skirstymą į priklausančius ir nepriklausančius refleksui lokaliai, didžiausi vidutiniai plotai po ROC kreivėmis buvo:

- 1. S iš HSL (0,7223)
- 2. S iš HSV (0,7220)
- 3. B iš RGB (0,7088)
- 4. Z iš XYZ (0,6765)
- 5. Skirtumas G-B (0,6400)

Didelis reflekso skiriamumas naudojant sodrumą aiškintinas tuo, kad stebimas sodrumo padidėjimas esant veidrodiniam atspindžiui.

3.2. Spalvų kombinacijų, optimizuotų kraujagyslių išryškinimui, radimas

Įsitikinus, kad kraujagyslių skiriamumas gerokai skiriasi naudojant skirtingus spalvų erdvių komponentus yra labai nevienodas, buvo atliktas tyrimas, siekiant rasti tiesines RGB spalvų erdvės komponentų kombinacijas, kurios būtų optimalios kraujagyslių išryškinimui. RGB spalvų erdvė buvo pasirinkta dėl anksčiau (žr. 3.1 poskyrį) nustatyto didelio kraujagyslių skiriamumo naudojant šios spalvų erdvės G komponentą ir G bei B komponentų skirtumą. Skaičiavimams buvo naudojama DRIVE bazės apmokymo imtis.

Spalvų kombinacijos buvo lyginamos pagal tai, kaip gerai joms pritaikytas slenkstis atskiria kraujagyslių pikselius nuo fono pikselių:

$$d(I_R, I_G.I_B) = a_1 I_R + a_2 I_G + a_3 I_B \begin{cases} \geq T \Rightarrow BV \\ < T \Rightarrow BG \end{cases},$$
(44)

kur I_R , I_G ir I_B – RGB kanalai (spalvų intensyvumai), a_1 , a_2 , a_3 – jų koeficientai, T – slenkstis, BV – kraujagyslių pikselių klasė, BG – fono pikselių klasė.

Kadangi spalvų erdvės komponento reikšmė yra skaitinis dydis, pagal kurį kiekvienu atveju siekiama pikselius skirstyti į dvi klases, optimalių koeficientų buvo ieškoma pagal didžiausią vidutinį plotą po ROC kreive (kaip ir 3.1 poskyryje):

$$\mathbf{a}_{opt} = \operatorname*{argmax}_{a_1, a_2, a_3} \{ \overline{A}_{ROC} (a_1 I_R + a_2 I_G + a_3 I_B) \}.$$
(45)

Siekiant įvertinti ir atsižvelgti į skirtumus tarp vaizdų, vidutinis plotas po ROC kreive buvo randamas trimis būdais. Vienu atveju buvo skaičiuojami plotai po ROC kreivėmis kiekvienam vaizdui, o tada randamas jų vidurkis ("globali" klasifikacija). Kitu atveju vaizdai buvo suskaidyti į blokus (40x40 pikselių), o plotai po ROC kreivėmis rasti tik tiems blokams, kuriuose buvo bent penki pikseliai, priskirti kraujagyslėms, ir bent penki – joms nepriskirti ("lokali" klasifikacija). Trečiu atveju buvo maksimizuojamas plotas po ROC kreive visai apmokymo aibei ("superglobali" klasifikacija).

Supaprastintas apmokymo procesas pateiktas 21 pav.



21 pav. Optimalių spalvų kombinacijų radimas (supaprastinta schema)

Optimizavimas atliktas, naudojant Nelderio-Mido simplekso metodą (Lagarias et al., 1998). Po to gauti koeficientai buvo normalizuoti, padalijant kiekvieną koeficientą iš koeficientų modulių sumos.

Optimizavimo rezultatai pateikti 7 lentelėje.

Spalvų kombinacija	Koeficientai spalvų intensyvumams			Vidutinis plotas po ROC
	Raudona Žalia Mėlyna		kreive	
"Globali"	-0,1053	0,5265	-0,3682	0,7503
"Lokali"	-0,0512	0,7565	-0,1923	0,8375
"Superglobali"	-0,0085	0,4685	-0,4458	0,6606

7 lentelė. Eksperimentiškai rastos spalvų kombinacijos, optimizuotos kraujagyslių išryškinimui

Visais atvejais didžiausią svorį turi žalias RGB komponentas, bet ir kitų komponentų svoriai nėra nuliniai. Pastebėtina, kad "superglobali" spalvų kombinacija mažai skiriasi nuo skirtumo tarp žalios ir mėlynos spalvų intensyvumų.



22 pav. ROC kreivių pirmajam DRIVE bazės testavimo imties paveikslėliui palyginimas (žalia spalva, optimizuota "globali" spalvų kombinacija ir atsitiktinis skirstymas)



23 pav. ROC kreivių visiems DRIVE bazės testavimo imties paveikslėliams palyginimas (žalia spalva, optimizuota "superglobali" spalvų kombinacija ir atsitiktinis skirstymas)

22 ir 23 pav. parodytos ROC kreivės žaliai spalvai ir optimizuotoms spalvų kombinacijoms (atitinkamai "globaliai" ir "superglobaliai"). Kaip matoma, optimizuotas spalvų kombinacijas atitinkančios kreivės yra virš atitinkančių žalią spalvą. Tai rodo, kad optimizuotos spalvų kombinacijos labiau tinka kraujagyslėms akies dugno vaizde rasti, bent kai nagrinėjami tik atskiri pikseliai.

Palyginimui analogiškos spalvų kombinacijos buvo rastos naudojant STARE bazę (8 lentelė).

Spalvų kombinacija	Koeficientai spalvų intensyvumams			Vidutinis plotas po ROC
	Raudona	Žalia	Mėlyna	kreive
"Globali"	-0,2430	0,5344	-0,2226	0,8132
"Lokali"	-0,2441	0,6141	-0,1418	0,9228
"Superglobali"	-0,2559	0,4245	-0,2497	0,7750

8 lentelė. Eksperimentiškai rastos spalvų kombinacijos, optimizuotos kraujagyslių išryškinimui (naudojant STARE bazę)

Kaip ir DRIVE bazės atveju, visose spalvų kombinacijose didžiausias yra žalio RGB komponento svoris. Tačiau pastaruoju atveju raudono RGB komponento svoris padidėjo, o mėlyno – sumažėjo.

Siekiant nustatyti, ar gautosios spalvų kombinacijos palengvina kraujagyslių radimą, taip pat buvo pabandyta panaudoti jas esamiems kraujagyslių radimo

metodams, pritaikytiems žaliai spalvai (24 pav.). Tam buvo pasirinkti du kraujagyslių radimo metodai (vienas segmentavimo metodas (Chanwimaluang et al., 2007) ir vienas trasavimo metodas (Sofka ir Stewart, 2006)), pakankamai išvystyti, kad juos realizuojančios programinės priemonės būtų viešai prieinamos.



24 pav. Optimalių spalvų kombinacijų efektyvumo patikrinimas

Lyginta buvo pagal tris rodiklius: jautrumą

$$J = \frac{TP}{TP + FN},\tag{46}$$

specifiškumą

$$S = \frac{TN}{TN + FP},\tag{47}$$

ir Metjuzo koreliacijos koeficientą (MCC, angl. Matthews correlation coefficient)

$$MCC = \frac{TP \cdot TN - FP \cdot FN}{\sqrt{(TP + FP) \cdot (TP + FN) \cdot (TN + FP) \cdot (TN + FN)}}.$$
(48)

Čia TP – teisingai nustatytų "teigiamų" atvejų (šiuo atveju – gerai atpažintų kraujagyslių pikselių) skaičius, TN – teisingai atpažintų "neigiamų" atvejų skaičius (šiuo atveju – gerai atpažintų fono pikselių skaičius), FP – skaičius "neigiamų" atvejų, kurie buvo atpažinti kaip "teigiami" ir FN – skaičius "teigiamų" atvejų, kurie buvo atpažinti kaip "teigiami".

Pastebėtina, kad kai nulinė hipotezė teigia, jog pasirinktas atvejis yra "neigiamas", jautrumo ir antrosios rūšies klaidos tikimybės bei specifiškumo ir pirmosios rūšies klaidos tikimybės suma lygi vienetui. Dėl to jautrumas ir specifiškumas paprastai naudojami kartu. Tuo tarpu Metjuzo koreliacijos koeficientas nusako atpažinimo metodo patikimumą viena skaitine reikšme ir yra rekomenduojamas kaip vienas iš geriausiai subalansuotų atpažinimo metodų kokybės įverčių (Baldi et al., 2000).

Apdorojami akies dugno vaizdai buvo paimti iš DRIVE bazės testavimo imties.

Spalvų kombinacija	Jautrumas	Specifiškumas	МСС
Žalias komponentas	63,26%	97,20%	63,14%
"Lokali"	63,75%	97,34%	64,00%
"Globali"	67,93%	96,70%	64,30%
"Superglobali"	72,31%	95,23%	62,06%

9 lentelė. Vidutiniai klasifikavimo kokybės rodikliai, taikant optimizuotas spalvų kombinacijas kraujagyslių segmentavimo algoritmui, pritaikytam žaliai spalvai

Kaip matoma iš 9 lentelės, "lokalios" spalvų kombinacijos panaudojimas vietoj žalio RGB komponento padidina tiek pasirinkto segmentavimo algoritmo atliekamo klasifikavimo jautrumą, tiek specifiškumą. Tuo tarpu "globalios" ir "superglobalios" spalvų kombinacijos sumažino klasifikavimo specifiškumą, bet padidino jautrumą. Pastebėtina, kad MCC vidurkio padidėjimas naudojant "lokalią" ar "globalią" spalvų kombinaciją yra statistiškai reikšmingas (naudojant t-kriterijų p lygus, atitinkamai, 0,023 ir 0,019).

10 lentelė. Vidutiniai klasifikavimo kokybės rodikliai, taikant optimizuotas spalvų kombinacijas kraujagyslių trasavimo algoritmui, pritaikytam žaliai spalvai

Spalvų kombinacija	Jautrumas	Specifiškumas	MCC
Žalias komponentas	69,77%	95,21%	60,14%
"Lokali"	69,59%	95,12%	59,64%
"Globali"	69,43%	93,16%	53,20%
"Superglobali"	67,56%	90,97%	47,82%

Kaip matoma iš 10 lentelės, optimizuotų spalvų kombinacijų panaudojimas vietoj žalio RGB komponento sumažino tiek pasirinkto trasavimo algoritmo atliekamo klasifikavimo jautrumą, tiek ir specifiškumą. Pastebėtina, kad "lokalios" optimizuotos spalvų kombinacijos atveju MCC vidurkio sumažėjimas statistiškai reikšmingas (naudojant t-kriterijų p lygus 0,008), bet jautrumo ir specifiškumo vidurkių sumažėjimas statistiškai nereikšmingas (naudojant t-kriterijų p lygus, atitinkamai, 0,318 ir 0,329).

Tai, kad optimizuotų spalvų kombinacijų panaudojimas pablogino trasavimo metodo rezultatus ir pagerino segmentavimo metodo rezultatus rodo, kad verta sukurti kraujagyslių radimo metodą, kuris bus pritaikytas šioms spalvų kombinacijoms.

3.3. Kraujagyslių trasavimas

Pagal siūlomą metodą (26 pav.), trasavimas pradedamas randant pradinį tašką pagal skirtumo tarp raudono ir žalio RGB komponentų reikšmes.

Kraujagyslės trasuojamos keliomis kryptimis nuo pradinio taško. Jei pradinis trasavimas baigiasi nesėkmingai, jis išbandomas su didesniu žingsnio ilgiu.

Trasavimo metu kiekvienas naujas kraujagyslės skerspjūvis randamas iš ankstesnio skerspjūvio vidurio taško (O_{i-1}) ir ankstesnio skerspjūvio krypties

(vektorius $\overrightarrow{Dir_{i-1}}$). Naujas skerspjūvis nusakomas kraštiniais taškais A_i ir B_i (25 pav.). Naujasis vidurio taškas (O_i) randamas kaip atkarpos A_iB_i vidurio taškas. Naujojo pjūvio kryptis parenkama statmena atkarpai A_iB_i .



25 pav. Kraujagyslės trasavimo žingsnis

Kiekvienas naujas kraujagyslės skerspjūvis randamas maksimizuojant tikslo funkciją F, susidedančią iš keleto dauginamųjų (kurie bus paaiškinti toliau):

$$F(x_A, y_A, x_B, y_B) = g \cdot s \cdot d \cdot e \cdot l \cdot w.$$
⁽⁴⁹⁾

Jei kuris nors dauginamasis (išskyrus g) yra neigiamas, funkcija gauna reikšmę $-\infty$.

Dauginamasis g randamas kaip g_A ir g_B sandauga:

$$g = g_A \cdot g_B. \tag{50}$$

Be to, jei ir g_A , ir g_B yra neigiami, tai ši sandauga dar dauginama iš minus vieneto. Dėl to ši sandauga bus teigiama tik kai spalvų kombinacijų gradientai abiejuose kraštiniuose taškuose bus nukreipti į išorę.

Dauginamasis g_A yra spalvų kombinacijų (cc_i) gradientų skaliarinių sandaugų su normalizuotu vektoriumi, nukreiptu nuo vidurio taško į išorę, svorinė suma su svoriais c_i .

$$g_{A} = \sum_{j} \left(c_{j} \cdot \left(\nabla c c_{j} \left(A_{i} \right) \cdot \overrightarrow{O_{i} A_{i}} \right) \right).$$
(51)

Be to, g_A yra dauginamas iš minus vieneto, jei žalios spalvos gradiento skaliarinė sandauga su vektoriumi, nukreiptu į išorę, yra neigiama.

Baziniame metodo variante gradientai skaičiuojami nefiltruotame vaizde, bet taip pat numatyta galimybė vaizdą filtruoti.

Dauginamasis g_B randamas analogiškai g_A :

$$g_{B} = \sum_{j} \left(c_{j} \cdot \left(\nabla c c_{j} (B_{i}) \cdot \overrightarrow{O_{i} B_{i}} \right) \right).$$
(52)

Dauginamasis *s* priklauso nuo skirtumo tarp numatytojo (*St*) ir tikrojo žingsnio:

$$s = \left(\sqrt{1 + \left(St - \left|\overline{O_{i-1}O_i}\right|\right)^2}\right)^{-1}.$$
(53)

Jo panaudojimas padeda išlaikyti gana pastovų trasavimo žingsnį.

Dauginamasis d gaunamas iš skaliarinės sandaugos normalizuotų naujojo skerspjūvio krypties vektoriaus ir vektoriaus, jungiančio ankstesnio ir naujojo skerspjūvių vidurio taškus:

$$d = \left(\overrightarrow{Dir_i} \cdot \overrightarrow{Dir_{i-1}}\right)^{1.5}.$$
 (54)

Dauginamasis *e* priklauso nuo ankstesnio skerspjūvio krypties vektoriaus ir normalizuoto vektoriaus, jungiančio naujojo skerspjūvio kraštinius taškus:

$$e = 1 - \left(\overrightarrow{A_i B_i} \cdot \overrightarrow{Dir_{i-1}}\right)^2.$$
(55)

Dauginamasis *l* yra atvirkščiai proporcingas naujojo skerspjūvio pločiui:

$$l = \left| \overrightarrow{A_i B_i} \right|^{-1}.$$
 (56)

Dauginamasis w nusako skirtumą tarp numatomo skerspjūvio pločio (*EW*) ir tikrojo naujojo skerspjūvio pločio:

$$w = \left(\sqrt{1 + \left(EW - \left|\overline{A_i}\overline{B_i}\right|\right)^2}\right)^{-0.25}.$$
(57)

Pradinis naujojo pjūvio vidurio taškas gaunamas paslinkus ankstesnio pjūvio vidurio tašką ankstesniojo pjūvio kryptimi per vieną žingsnį. Pradiniai kraštiniai taškai randami nutolę nuo vidurio taško kryptimis, statmenomis ankstesnio pjūvio krypčiai, per pusę numatomo kraujagyslės pločio. Suapvalinus jų koordinates vidurio taško vieta yra patikslinama.



26 pav. Supaprastinta rekursinio kraujagyslių trasavimo algoritmo blokinė schema: pagrindinis algoritmas (a), sankirtos apdorojimo algoritmas (b) ir kraujagyslės fragmento trasavimo algoritmas (c)

Optimizavimo metu nauja kraštinio taško vieta randama naudojant pilną kaimyninių pikselių perrinkimą, laikant kito kraštinio taško vietą pastovia. Tada ieškoma naujosios antrojo kraštinio taško vietos. Procesas kartojamas, kol abiejų taškų padėtis nustoja kisti.

Trasavimas nutraukiamas, kai:

- tikslo funkcijos reikšmė naujajam pjūviui neviršija nustatyto slenksčio;
- tikslo funkcijos reikšmė labai sumažėja palyginus su analogiška reikšme ankstesniam pjūviui;
- naujasis pjūvis išeina už vaizdo ribų.

Trasavimo nutrūkimo vieta laikoma galimu sankirtos tašku ir apdorojama analogiškai pradiniam taškui.

Taip pat buvo paruoštas iteracinis šio algoritmo variantas. Supaprastinta jo algoritmo blokinė schema pateikta 27 pav.



27 pav. Supaprastinta iteracinio kraujagyslių trasavimo algoritmo blokinė schema: pagrindinis algoritmas (a), sankirtos apdorojimo algoritmas (b) ir kraujagyslės fragmento trasavimo algoritmas (c)

Nagrinėjant tokio algoritmo veikimo sąlygas, verta kraujagyslių tinklą modeliuoti grafu. Šiuo atveju grafo viršūnės atitiks kraujagyslių sankirtas, išsišakojimus, ar kitus taškus, kuriuose reikia nutraukti trasavimą. Grafo briaunos atitiks kraujagyslių atkarpas.

Teorema 1. Turime neorientuotą jungujį grafą G. Viena iš viršūnių (v_{pr}) rašoma į eilę $V_{pereitos}$. Po to, kol eilė neištuštėja, iš jos vis imama viršūnė, jai incidentiškos briaunos įrašomos į masyvą $E_{pereitos}$, o jai gretimos dar neperžiūrėtos viršūnės dedamos į eilę. Tokio proceso pabaigoje visos grafo G briaunos, išskyrus kilpas, bus užrašytos į masyvą po $E_{pereitos}$ du kartus.

Įrodymas. Viršūnių perėjimo tvarka naudojant tokį procesą sutampa su viršūnių perėjimo tvarka naudojant paiešką į plotį, tad visos viršūnės, esančios tame pačiame jungumo komponente, kaip ir v_{pr} , bus pereitos po vieną ir tik vieną kartą. Kadangi grafas yra jungusis ir turi tik vieną jungumo komponentą, visos grafo viršūnės pateks į eilę po vieną kartą. Kadangi kiekviena briauna, išskyrus kilpas, yra incidentiška dviem viršūnėm, ji į masyvą $E_{pereitos}$ bus įrašyta po kartą kiekvienai iš incidentiškų viršūnių, t.y., du kartus, ką ir reikėjo įrodyti.

Eksperimentai buvo atliekami naudojant empiriškai nustatytus parametrus: tikslo funkcijos slenkstį 0,00275, kampo žingsnį $\pi/48$, kampo slenkstį grįžimo atgal

nustatymui $\pi/48$, tikslo funkcijos mažėjimo slenkstį 0,65, dviejų pikselių žingsnį, keturių pikselių pradinį numatomą plotį, penkių pikselių sankirtos spindulį, maksimalų sankirtų skaičių 6000 ir maksimalų pjūvių skaičių 4000. Koeficientai (51) ir (52) formulėse buvo parinkti pagal maksimalius pasitaikiusius gradientų ilgius: 1/100 žaliai spalvai, 1/50 "globaliai" ir "superglobaliai" spalvų kombinacijai ir 1/150 "lokaliai" spalvų kombinacijai.

Iš pradžių metodas buvo realizuotas MATLAB aplinkoje, o vėliau, siekiant pagreitinti veikimą, – ir C#.



28 pav. Kraujagyslių trasavimo rezultato pavyzdys: žaliai pažymėtos rastos kraujagyslių sienelės, mėlynai – vidurio linijos, raudonai – sankirtos

Kaip matoma 28 pav., pagal šį metodą kraujagyslių ribos nenustatomos ties aptiktomis kraujagyslių sankirtomis ir bifurkacijomis. Be to, siekiant aptikti kuo daugiau kraujagyslių, stengiamasi padidinti sankirtų ir bifurkacijų radimo jautrumą. Dėl to randama ir daug netikrų sankirtų, kas neišvengiamai sumažina randamą kraujagyslių plotą. Kraujagyslių ribas ties rastomis sankirtomis ir bifurkacijomis galima atkurti pagal kraujagyslių kryptis ir diametrus, bet šiuo atveju (siekiant įvertinti vingiuotumą) tai nėra tikslinga.

Pasiūlytas metodas buvo palygintas su dviem kitais metodais, naudotais 3.2 poskyryje (vienas segmentavimo metodas (Chanwimaluang et al., 2007) ir vienas trasavimo metodas (Sofka ir Stewart, 2006)), kurie yra pakankamai išvystyti, kad juos realizuojančios programinės priemonės būtų viešai prieinamos (11 lentelė).

Metodas	Jautrumas	Specifiškumas	MCC
Chanwimaluang et al.	63,26%	97,20%	63,14%
Sofka ir Stewart	69,77%	95,21%	60,14%
Sukurtojo metodo bazinis variantas	63,19%	96,74%	60,76%
Chanwimaluang et al. (užjuodinus akies dugno kraštą)	88,40%	81,99%	47,90%
Sofka ir Stewart (užjuodinus akies dugno kraštą)	66,79%	96,11%	60,95%
Sukurtojo metodo bazinis variantas (užjuodinus akies dugno kraštą)	61,53%	97,84%	64,38%
Sukurtojo metodo variantas su filtravimu (užjuodinus akies dugno kraštą)	57,96%	98,62%	65,64%

11 lentelė. Skirtingų kraujagyslių radimo metodų pasiekiami rezultatai

Su tokiais parametrais DRIVE bazės testinei imčiai gauti vidutinis jautrumas 63,19% ir specifiškumas 96,74% (11 lentelė). Palyginimui naudojant entropija paremtą metodą (Chanwimaluang et al., 2007) buvo gautas vidutinis jautrumas 63,26% ir specifiškumas 97,20%, o naudojant daugiamasteliniais suderintais filtrais pagrįstą metodą (Sofka ir Stewart, 2006) – vidutinis jautrumas 69,77% ir vidutinis specifiškumas 95,21%.

Pastebėta, kad sukurtasis metodas randa netikras kraujagysles ties akies dugno kraštu, kuris DRIVE bazės vaizduose yra neryškus (29 pav. f). Akies dugno kraštą užjuodinus (pikselius, dengiamus DRIVE bazėje pateikiamos kaukės, morfologiškai išplėstos su struktūriniu elementu - dviejų pikselių spindulio skrituliu) rezultatai, pasiekiami pasiūlytu metodu, dar pagerėjo: pasiektas vidutinis jautrumas 61,53% ir vidutinis specifiškumas 97,84% (11 lentelė).

Tokiom sąlygom pakeitus bazinį siūlomo metodo variantą į variantą su filtravimu (naudotas Gauso filtras, kurio dydis – 5×5 pikselių, o σ =0,4), rezultatai dar pagerėja ir jų MCC vidurkis pasidaro statistiškai reikšmingai didesnis už Chanwinmuluang et al. metodo rezultatų MCC vidurkį (naudojant t-kriterijų p < 0,01).

Tad galima teigti, kad siūlomu metodu galima pasiekti kraujagyslių radimo patikimumą, viršijantį gaunamą kitais esamais metodais, net ignoruojant kraujagyslių sankirtų vietas (jos turėtų nedaug įtakos kraujagyslių vingiuotumo ar diametro skaičiavimuose).





(b)





29 pav. Kraujagyslių radimo algoritmų rezultatai su devynioliktu DRIVE bazės testinės imties vaizdu: (a) akies dugno vaizdas, (b) vieno oftalmologo pažymėtos kraujagyslės, (c) antro oftalmologo pažymėtos kraujagyslės, (d) kraujagyslės, rastos Chanwimaluang et al. aprašyto metodo, (e) kraujagyslės, rastos Sofka ir Stewart aprašyto metodo, (f) kraujagyslės, rastos sukurtojo metodo

Skirtingais metodais gauti kraujagyslių radimo rezultatai vienam akies dugno vaizdui palyginti 29 pav.

3.4. Subjektyvių ir objektyvių vingiuotumo įverčių palyginimas

Kadangi šiame darbe kraujagyslių atpažinimas atliekamas visų pirma siekiant įvertinti kraujagyslių vingiuotumą automatiniais įverčiais, aprašytais 1.4 poskyryje ir interpretuojamiems pagal 2 skyriaus rezultatus, buvo palyginti objektyvūs ir subjektyvūs kraujagyslių vingiuotumo įverčiai. Tam buvo atrinktas 61 akies dugno vaizdas ir kiekviename iš jų pasirinkta po tris kraujagysles. Šias kraujagysles vertino trys oftalmologai, iš pradžių be jokių pagalbinių priemonių (diagramose šie įverčiai žymėti sutrumpinimu ST), vėliau – naudodami optometrinę vertinimo skalę (Pearson, 2003) (diagramose šie įverčiai žymėti sutrumpinimu STAOS).

Nesinaudodami optometrine vertinimo skale, oftalmologai kraujagysles skirstė į penkias klases (sumažėjęs kraujagyslių vingiuotumas, normalus kraujagyslių vingiuotumas, ribinis kraujagyslių vingiuotumas, kraujagyslės vingiuotos, kraujagyslės labai vingiuotos). Pagal optometrinę vertinimo skalę kraujagyslės taip pat buvo skirstomos į penkias klases.

Tos pačios kraujagyslės buvo išskirtos, naudojant supaprastintą pusiau automatinį sukurtojo kraujagyslių trasavimo metodo variantą. Tada šių kraujagyslių vingiuotumas buvo vertintas, naudojant automatinius įverčius. Pasirinkti buvo šie įverčiai: lanko stygos santykis (diagramose – ACR), kreivumo modulio integralas (diagramose – IMC), kreivumo kvadrato integralas (diagramose – ISC), Paduvos universiteto mokslininkų pasiūlytas metodas (diagramose – PACR) ir kreivumo išvestinės kvadrato integralas (diagramose – ISDC) su pora variantų (filtruojant koordinates – ISDC-FC). Kiekvienas iš šių įverčių buvo gautas tiek tiesiogiai naudojant rastus centrinius taškus, tiek ir iš pradžių gaunant splainus, aproksimuojančius šias linijas, o tada randant šių splainų taškus.

Kadangi gydytojų pateikti įverčiai buvo diskretūs, o automatiniai įverčiai – tolydūs, palyginimas buvo atliekamas pagal Spirmano koreliacijos koeficientus.





Kaip matoma iš 30 pav., skirtingų gydytojų pateikti įverčiai gerokai skiriasi: pora atvejų Spirmano koreliacijos koeficientas neviršija 0,6.



31 pav. Spirmano koreliacijos koeficientai tarp gydytojų pateiktų įverčių medianų (STM ir STAOSM) ir artimiausių jiems automatinių įverčių

Kaip matoma iš 31 pav., automatinių vingiuotumo įvertinimo metodų įverčiai irgi gerokai skiriasi nuo gydytojų pateiktų įverčių medianų. Pastebėtina, kad kreivumo išvestinės kvadrato integralas (gautas filtruojant koordinačių išvestinės) yra artimesnis oftalmologų įverčiams, gautiems naudojant optometrinę vertinimo skalę, o lanko-stygos santykis – oftalmologų įverčiams, gautiems be jos.



32 pav. Spirmano koreliacijos koeficientai tarp gydytojų pateiktų įverčių ir artimiausių jiems automatinių įverčių
Tačiau iš 32 pav. matyti, kad nagrinėjant ne gydytojų įverčių medianas, o atskirų gydytojų pateiktus įverčius kai kuriais atvejais automatiniai įverčiai skyrėsi nuo oftalmologų pateiktų įverčių maždaug tiek pat, kiek ir oftalmologų įverčiai tarpusavyje. Pastebėtina, kad vienu atveju koreliacija tarp dviejų oftalmologų pateiktų įverčių (STAOS1 ir ST2) buvo silpnesnė, negu tarp oftalmologo įverčio (STAOS1) ir automatinio įverčio (kreivumo išvestinės integralo, gauto filtruojant koordinačių išvestines). Iš to galima spręsti, kad automatiniai įverčiai neblogai atitinka oftalmologų vingiuotumo supratimą. Savo ruožtu, tai reiškia, kad sukurtasis kraujagyslių radimo metodas pakankamai gerai išskiria kraujagysles, kad jų vingiuotumą būtų galima įvertinti automatiniais įverčiais.

3.5. Trečiojo skyriaus išvados

- 1. Rasti spalvų rinkiniai, išryškinantys kraujagysles akies dugno vaizduose.
- 2. Nustatyta, kad akies dugno vaizdo pikseliai su maksimalia raudono ir žalio RGB komponentų skirtumo reikšme priklauso kraujagyslėms su didele tikimybe: devyniasdešimtyje procentų DRIVE bazės apmokymo imties vaizdų visi tokie pikseliai priklausė kraujagyslėms; iš DRIVE bazės testavimo imties bei STARE bazės tokių vaizdų buvo 85%.
- 3. Sukurtas kraujagyslių radimo akies dugno vaizduose algoritmas, pradedantis trasavimą nuo vieno automatiškai rasto taško. Įsitikinta, kad jį naudojant galima pasiekti kraujagyslių radimo patikimumą (vidutinis jautrumas 57,96%, vidutinis specifiškumas 98,62%, vidutinis Metjuzo koreliacijos koeficientas 65,64%), statistiškai reikšmingai (naudojant t-kriterijų p < 0,01) viršijantį kitų esamų metodų pasiekiamą patikimumą.
- 4. Nustatyta, kad įverčiai, gauti naudojant automatinį vingiuotumo įvertinimo metodą, paremtą kreivumo išvestinės kvadrato integralu, yra pakankamai panašūs į oftalmologų pateikiamus įverčius: vienu atveju koreliacija tarp dviejų oftalmologų įverčių buvo silpnesnė negu tarp oftalmologo įverčio ir automatinio įverčio. Savo ruožtu, tai reiškia, kad sukurtasis kraujagyslių radimo metodas pakankamai gerai išskiria kraujagysles, kad jų vingiuotumą būtų galima įvertinti automatiniais įverčiais.

4. REGOS NERVO DISKO RIBŲ AIŠKUMO ĮVERTINIMAS

Regos nervo diskas (RND) – akies dugno vieta, per kurią nervinės skaidulos ir kraujagyslės išeina iš akies. Regos nervo disko ribų aiškumo sumažėjimas, paprastai siejamas su jo paburkimu, stebimas esant tokioms ligoms, kaip papiledema ar neuritas. Paprastai šie pokyčiai yra nusakomi kokybiškai kaip "ribos aiškios" ar "ribos neaiškios", neretai naudojant ir tarpinį variantą "ribos vualizuotos". Tačiau nepavyko rasti bandymų šį požymį nusakyti kiekybiškai (žr. 1.3 poskyrį). Dėl to buvo sukurti, išbandyti ir palyginti du regos nervo disko ribų aiškumo vertinimo metodai.

4.1. Regos nervo diską išryškinančios spalvų kombinacijos

Regos nervo diską išryškinančios spalvų kombinacijos buvo rastos pritaikius metodiką, analogišką aprašytai 3.2 poskyryje.

Tyrimams buvo naudoti 128 vaizdai. Visi vaizdai buvo 3072×2048 pikselių dydžio, gauti fundus kamera Canon CF-60UVi. Kiekvienam iš vaizdų buvo rasta elipsė, aproksimuojanti gydytojo oftalmologo nurodytas regos nervo disko ribas.

Buvo ieškoma dviejų spalvų kombinacijų. Vienu atveju buvo nagrinėjama 501x501 pikselių dydžio sritis apie regos nervo diską, ieškant spalvų kombinacijos, kuri labiausiai išryškintų regos nervo diską. Kitu atveju buvo nagrinėjamas visas akies dugnas.

Rastos spalvų kombinacijos pateiktos 12 lentelėje.

12 lentelė. Eksperimentiškai rastos spalvų kombinacijos, optimizuotos regos nervo disko išryškinimui

Spalvų kombinacija	Koeficientai spalvų intensyvumams			Vidutinis plotas po ROC
	Raudona	Žalia	Mėlyna	kreive
"Globali" zonai apie RND	0,5718	-0,2663	0,1619	0,8944
"Globali" visam vaizdui	0,0821	-0,5177	0,4002	0,9101

Pastebėtina, kad šiuo atveju rastosios spalvų kombinacijos gerokai skiriasi.

4.2. Kontrastu pagrįstas regos nervo ribų aiškumo įvertinimas

Kontrastu pagrįstas regos nervo ribų aiškumo įvertis gali būti randamas, naudojantis RND vaizdo matematiniu modeliu, aprašančiu vaizdą sigmodinėmis funkcijomis polinėje koordinačių sistemoje:

$$I(x, y) = \left(1 - \frac{1}{1 + e^{-A\left(\sqrt{x^2 + y^2} - R\right)}}\right) \cdot (I_{OND} - I_B) + I_B.$$
(58)

Čia *R* yra RND spindulys, *A* nusako RND ribos aiškumą, I_B yra fono spalvos intensyvumas, o I_{ONH} – RND spalvos intensyvumas.

Naudojant šį modelį nustatyta, kad subjektyviai nustatomas ribų aiškumas labiausiai priklauso nuo A ir nuo fono bei RND spalvų intensyvumo skirtumo.

Intuityviai galima laikyti, kad "lokalus" ribos aiškumas gali būti nusakomas tokiu modeliu nusakytų šviesos intensyvumų kryptine išvestine pagal spindulį. Tokiu atveju ribos aiškumas per vieną spindulį galėtų būti įvertintas kreiviniu integralu, kai linija, pagal kurią integruojama, kerta RND ribą:

$$B = \int_{L} I'(x, y) dl = \int_{a}^{b} I'(r) dr = I(b) - I(a).$$
(59)

Kadangi toks įvertis labai neatsparus triukšmui, vietoje taškų *a* ir *b* intensyvumų imami atkarpų intensyvumo vidurkiai (33 pav.). Vertinant visos RND ribos aiškumą, naudotinas tokių įverčių vidurkis.



33 pav. Atkarpos, naudojamos kontrastu pagrįstam RND ribų ryškumo vertinimui

Siekiant palyginti skirtingo šviesumo akies dugno vaizduose matomo RND ribų aiškumus, jie turi būti normalizuoti. Normalizuoti galima, dalijant iš skirtingose RND ribos pusėse esančių taškų spalvų intensyvumų sumos (tai atitinka Michelsono kontrastą):

$$B_{Mich} = \frac{I(b) - I(a)}{I(b) + I(a)},$$
(60)

arba iš vieno iš taškų spalvos intensyvumų (tai atitinka Vėberio kontrastą):

$$B_{Web} = \frac{I(b) - I(a)}{I(a)},\tag{61}$$

arba

$$B_{Web} = \frac{I(b) - I(a)}{I(b)}.$$
 (62)

Metodas buvo realizuotas MATLAB aplinkoje.

Tyrimams buvo panaudoti 128 akių dugnų vaizdai su KMU oftalmologų pažymėtu regos nervo disku (naudoti 4.1 poskyryje). Juos vertino du oftalmologai. 50 vaizdų buvo įvertinti kaip turintys "aiškias ribas", 45 – kaip turintys "vualizuotas ribas". 33 vaizdai buvo atmesti dėl prastos kokybės arba dėl to, kad oftalmologai nepriėjo bendros nuomonės apie RND ribų aiškumą. Naudotų vaizdų pavyzdžiai pateikti 34 pav.



⁽a)

(b)

34 pav. Tyrime naudotų regos nervo diskų pavyzdžiai: vaizdas su ryškiomis ribomis (a) ir vaizdas su neryškiomis ribomis (b)

Buvo pabandyta rasti tinkamiausias taškų, nusakančių foną ir regos nervo diską, pozicijas. Kadangi įverčio reikšmė yra skaitinis dydis, pagal kurį kiekvienu atveju siekiama vaizdus skirstyti į dvi klases (aiškios ribos ir vualizuotos ribos), pozicijos buvo vertinamos pagal plotą po ROC kreive.

Didžiausias plotas po ROC kreive (0,671) pasiektas naudojant pikselių ruožą, nuo regos nervo disko ribos nutolusį per 15-25 pikselius su Michelsono kontrastą atitinkančiu įverčiu.

Taip pat buvo patikrintos galimybės naudoti ne RGB komponentų vidurkį, o atskirus RGB komponentus. Nustatyta, kad naudojant raudoną RGB komponentą su tuo pat pikselių ruožu, plotas po ROC kreive Michelsono kontrastui padidėja iki 0,6773, o Vėberio kontrastui – iki 0,6756. Naudojant žalią RGB komponentą, plotas po ROC kreive sumažėja, atitinkamai, iki 0,6067 ir 0,6076, o mėlyną – iki 0,5916. Raudono RGB komponento tinkamumas gali būti paaiškintas tuo, kad tokiu atveju įverčiams mažesnę įtaką daro kraujagyslės, kertančios RND ribą.

Naudojant spalvų kombinaciją optimizuotą RND sričiai, plotas po ROC kreive Michelsono kontrastui sumažėja iki 0,6560, o Vėberio kontrastui – iki 0,6542, naudojant spalvų kombinaciją, optimizuotą visam akies dugnui – iki 0,5218 ir 0,6173. Tad darytina išvada, kad regos nervo išryškinimas nepadeda įvertinti jo ribos aiškumo šiuo metodu.

4.3. Filtravimu pagrįstas regos nervo disko ribos aiškumo įvertinimas

Regos nervo disko ribų aiškumą taip pat galima vertinti remiantis tuo, kad nufiltruotame vaizde ribos yra neryškios. Tad galima tikėtis, kad nufiltruotas vaizdas su ryškia riba labiau skirsis nuo originalo, negu nufiltruotas vaizdas su neryškia riba. Dėl to regos nervo disko ribų aiškumas gali būti įvertintas vidutiniu kvadratiniu skirtumu tarp filtruoto ir nefiltruoto vaizdo pikselių, esančių netoli regos nervo disko ribos:

$$B = \frac{1}{|M|} \sum_{(i,j) \in M} (I(i,j) - I_F(i,j))^2 .$$
(63)

Čia I – pradinis vaizdas, I_F – nufiltruotas vaizdas, M – kaukė aprėpianti regos nervo disko ribą.





(b)



35 pav. Filtru pagrįstas regos nervo disko ribų aiškumo įvertinimas: (a) pradinis vaizdas, (b) nufiltruotas vaizdas, (c) skirtumas tarp pradinio ir nufiltruoto vaizdų, (d) invertuota eliptinė kaukė

Filtravimui buvo pasirinkti trijų rūšių filtrai: vidurkinis (keičiantis pikselių reikšmes kvadratinės jų aplinkos pikselių reikšmių vidurkiu), medianinis (keičiantis pikselių reikšmes kvadratinės jų aplinkos pikselių reikšmių mediana) ir adaptyvus Vynerio (kuriam triukšmo galia yra įvertinama automatiškai). Tyrime šie filtrai naudoti su skirtingo dydžio langais, siekiant nustatyti tinkamiausią.

Metodas buvo realizuotas MATLAB aplinkoje.

Kadangi įverčio reikšmė yra skaitinis dydis, pagal kurį kiekvienu atveju siekiama vaizdus skirstyti į dvi klases (aiškios ribos ir vualizuotos ribos), šis metodas, kaip ir kontrastu paremtas metodas, buvo vertinamas pagal plotą po ROC kreive, klasifikuojant gydytojų įvertintus vaizdus. Rezultatai pateikti 13 lentelėje.

Kaukės plotis,	Filtro tipas	Lango dydis	R iš RGB	V iš HSV	Y iš YIQ
pikseliais					
21	Vidurkinis	15x15	0,7133	0,7107	0,6649
21	Medianinis	15x15	0,6960	0,6938	0,6751
21	Vynerio	15x15	0,7133	0,7107	0,6680
31	Vidurkinis	15x15	0,7169	0,7147	0,6622
31	Medianinis	15x15	0,6964	0,6947	0,6778
31	Vynerio	15x15	0,7169	0,7147	0,6684
31	Vidurkinis	20x20	0,7316	0,7280	0,6533
31	Medianinis	20x20	0,7084	0,7084	0,6636
31	Vynerio	20x20	0,7311	0,7280	0,6551
31	Vidurkinis	25x25	0,7249	0,7249	0,6369
31	Medianinis	25x25	0,6982	0,6973	0,6453
31	Vynerio	25x25	0,7249	0,7249	0,6396
41	Vidurkinis	15x15	0,7196	0,7178	0,6618
41	Medianinis	15x15	0,6920	0,6907	0,6769
41	Vynerio	15x15	0,7196	0,7169	0,6671
41	Vidurkinis	20x20	0,7280	0,7267	0,6507
41	Medianinis	20x20	0,7009	0,6996	0,6658
41	Vynerio	20x20	0,7289	0,7267	0,6560

13 lentelė. Plotai po ROC kreive, apibūdinantys skirtingų filtravimu pagrįsto regos nervo disko ryškumo nustatymo metodo variantų kokybę

Kaip matoma, geriausi rezultatai (plotas po ROC kreive – 0,7316) buvo pasiekti taikant vidurkinį filtrą (lango dydis – 20×20 pikselių) R komponentui iš RGB spalvų erdvės.

Naudojant optimizuotas spalvų kombinacijas gauti mažesni plotai po ROC kreive. Pavyzdžiui, taikant vidurkinį filtrą su tokiu pat lango dydžiu spalvų kombinacijai, optimizuotai zonai apie regos nervo diską, gautas plotas po ROC kreive buvo 0,6853, o taikant jį spalvų kombinacijai, optimizuotai naudojant visą akies dugną, gautas plotas po ROC kreive 0,5916. Analogiškomis sąlygomis naudojant medianinį filtrą pasiekti plotai po ROC kreive 0,6124 ir 0,6049, Vynerio filtrą – 0,6853 ir 0,6036. Tad darytina išvada, kad regos nervo išryškinimas nepadeda įvertinti jo ribos aiškumo šiuo metodu.

Siekiant padidinti rezultatų patikimumą, analogiškus tyrimus gali būti tikslinga atlikti su didesniu duomenų kiekiu.

4.4. Ketvirtojo skyriaus išvados

- Išbandžius du sukurtus regos nervo disko ribų aiškumą vertinančius metodus paremtą kontrastu ir paremtą filtravimu, nustatyta, kad filtravimu paremtu metodu galima gauti rezultatus, labiau atitinkančius gydytojų pateiktus įverčius (plotas po ROC kreive – 0,7316), negu kontrastu paremtu metodu (plotas po ROC kreive – 0,6773).
- 2. Nustatyta, kad tiek vienu, tiek kitu atveju regos nervo disko ribų aiškumas geriausiai nustatomas naudojant R komponentą iš RGB spalvų erdvės.
- Rastos spalvų kombinacijos, išryškinančios regos nervo diską akies dugno vaizduose. Nustatyta, kad jų taikymas nepriartina išbandytų regos nervo disko ribų aiškumo įvertinimo metodų rezultatų prie gydytojų įverčių – kontrastu paremto metodo atveju plotas po ROC kreive sumažėja iki 0,6560 ir 0,6173, filtravimu pagrįsto metodo atveju – iki 0,6853 ir 0,5916.

5. DRŪZŲ RADIMAS AKIES DUGNO VAIZDUOSE

Drūzos – pagrindinis amžinės makulos degeneracijos simptomas. Tai mažos gelsvos dėmelės akies dugno vaizde. Ligos progresavimas vertinamas, be visa ko, pagal drūzų kiekį ir plotą (žr. 1.1 poskyrį), bet pastebėta, kad tiksliai įvertinti drūzų plotą "iš akies" yra sunku dėl neryškių ribų. Tuo tarpu žinomi automatiniai ir pusiau automatiniai drūzų radimo metodai dar nepasiekia patikimumo lygio, kuris žymiai palengvintų tokį darbą (žr. 1.3.5 poskyrį). Tad buvo sukurtas drūzų atpažinimo metodas, skirtas palengvinti drūzų ploto įvertinimą.

5.1. Drūzas išryškinančių spalvų kombinacijų radimas

Tyrimams buvo naudojami 20 akies dugno vaizdų su eksperto oftalmologo sužymėtomis drūzomis (36 pav.). Visi vaizdai buvo 3072×2048 pikselių dydžio, gauti fundus kamera Canon CF-60UVi per Kauno medicinos universitete vykdytą masinį sveikatos patikrinimą. Kiekviename vaizde buvo vidutiniškai 207 drūzos (standartinis nuokrypis 125, minimumas 50, maksimumas 477), jos sudarė vidutiniškai 0,7644% vaizdų ploto (standartinis nuokrypis 0,6522%, minimumas 0,0385%, maksimumas 2,6952%).



(a)

(b)

36 pav. Akies dugno vaizdas (a) ir vaizdas su sužymėtomis drūzomis (b)

Drūzas išryškinančios spalvų kombinacijos buvo rastos, pritaikius 3.2 poskyryje aprašytą metodiką. Jos pateiktos 14 lentelėje.

14 lentelė. Eksperimentiškai rastos spalvu	į kombinacijos, optimizuotos	drūzų išryškinimui
--	------------------------------	--------------------

Spalvų kombinacija	Koeficientai spalvų intensyvumams			Vidutinis plotas po ROC
	Raudona	Žalia	Mėlyna	kreive
"Globali"	0,0287	0,6975	-0,2738	0,7866
"Lokali"	0,3572	0,5345	-0,1083	0,8128

Kaip ir galima buvo tikėtis, nors ir kitų RGB komponentų svoriai taip pat nenuliniai, abiem atvejais didžiausią svorį turi žalias RGB komponentas. Tai aiškintina itin didele drūzos raiška jame (37 pav.). Be to, abiem atvejais drūzos yra šviesesnės už foną.

5.2. Drūzų radimo algoritmas

Drūzų radimas atliekamas trimis etapais:

- 1. Randami pradiniai taškai.
- 2. Randamos drūzų ribos apie pradinius taškus.
- 3. Atmetamos klaidingai atpažintos drūzos.



37 pav. Drūza (a) ir jos profilis nurodyta kryptimi (b)

Jei metodas naudojamas kaip pusiau automatinis, pradiniai taškai gali būti pažymėti vartotojo. Jei šis metodas naudojamas kaip automatinis, jie gali būti randami kaip lokaliniai "globalios" spalvų kombinacijos laplasiano maksimumai. Lokalinio maksimumo radimui šiuo atveju taikoma morfologinė plėtimo operacija, kurios rezultatas lyginamas su pradiniu vaizdu.

Vidutiniai tokio pradinių taškų radimo metodo patikimumo rodikliai pateikti 15 lentelėje.

Struktūrinio elemento spindulys	Taškų skaičius	Tikri taškai	Drūzos su pradiniu tašku	Drūzos su pradiniu tašku, pagal plotą
2	192240	2498	74,71 %	78,91 %
5	27596	330,5	53,07 %	63,56 %
10	6534,9	87,60	25,45 %	41,81 %

15 lentelė. Vidutiniai drūzų pradinių taškų radimo patikimumo rodikliai

Sprendžiant iš drūzos profilio formos (37 pav.), drūzos riba laikytina vieta, kur RGB komponentų (ir optimizuotų spalvų kombinacijų) intensyvumai pradeda didėti ("kalno papėdė").

Dėl to drūzų ribų ieškoma naudojant sukurtą "fontano" algoritmą, imituojantį duobelės (atitinkančios invertuotą drūzos profilį) užtvindymą (38 pav.). Iš pradžių laikoma, kad pradiniame taške yra "fontanas", o invertavus vaizdą gautas "reljefas". Iš pradžių "vandens lygis" apie fontaną laikomas lygiu fontano pikselio reikšmei. "Užtvindytu plotu" laikomas tik fontano pikselis, "pakrante" – jo kaimyniniai pikseliai. Tada kiekviename žingsnyje randamas "pakrantės" pikselis su mažiausia reikšme. Jei jis nėra "žemiau" už "vandens lygi", "vandens lygis" pakeliamas iki šio

pikselio reikšmės, "užpildytas plotas" papildomas "pakrantės" pikseliais, kurių reikšmės sutampa su naujuoju "vandens lygiu" ir randama nauja "pakrantė". Jei jis yra "žemiau" už "vandens lygį", formuojamas "antrinis fontanas".



38 pav. Supaprastinta "fontano" algoritmo blokinė schema

Formuojant "antrinį fontaną" (39 pav.) rastasis pikselis tampa "kandidatu į antrinius fontanus" bei yra įtraukiamas į "pratekėjimo plotą". Tada "pratekėjimo ploto" 8-aplinkoje ieškoma pikselio su minimalia reikšme. Jei ši reikšmė mažesnė arba lygi "kandidato į antrinius fontanus" reikšmei, "pratekėjimo plotas" papildomas šiuo pikseliu. Jei ši reikšmė mažesnė už "kandidato į antrinius fontanus" reikšmę, pikselis tampa nauju "kandidatu į antrinius fontanus". Jei ši reikšmė didesnė už "kandidato į antrinius fontanus" reikšmę, paieška nutraukiama, o "kandidatas į antrinius fontanus" tampa "antriniu fontanu", kuris apdorojamas kaip pradinis "fontanas", kol jų vandens lygiai susilygina. Tada abu "užtvindyti plotai" sujungiami.



39 pav. Supaprastinta "antrinio fontano" apdorojimo blokinė schema

Tokiu būdu gaunama serija "užtvindytų plotų", iš kurių kiekvienas atitinka vieną "vandens lygį". Dėl to reikia nustatyti, kuris iš plotų nusako tikrąsias drūzos ribas. Tam buvo paruošti drūzų modeliai.

Paprasčiausias vienmatis drūzos profilio modelis yra funkcija

$$y = f(x) = |x|; \tag{64}$$

čia x nurodo pikselio koordinatę, o y – šviesos intensyvumą. Naudojantis tokiu modeliu galima pastebėti, kad tokiu atveju "užtvindytas plotas" (S) yra dvigubai didesnis už "vandens lygį" (h):

$$S = 2h {,} {(65)}$$

tuo tarpu "vandens tūris" (V) bus lygus "vandens lygio" kvadratui:

$$V = \frac{2h \cdot h}{2} = h^2 \,. \tag{66}$$

Tad "užtvindytas plotas" gali būti išreikštas kaip funkcija nuo V:

$$S = S(V) = 2\sqrt{V} . \tag{67}$$

Kitas drūzos profilio modelis buvo dalimis tiesinė funkcija, interpoliuojanti taškus (-4,5; 5), (-4; 5), (-3,5; 5), (-3; 5), (-2; 4), (-1; 1), (0; 0), (1; 1), (2; 4), (3; 5), (3,5; 5), (4; 5) ir (4,5; 5). Siekiant atvaizduoti drūzos profilio netolygumus buvo pridėtas triukšmas ir gauta kreivė kvantuota.



40 pav. Dūzos profilio modelis – dalimis tiesinė funkcija (a), bei sąryšiai S=S(h) (b), V=V(h) (c) ir S=S(V) (d)

Kaip galima matyti (40 pav.), naudojant šį modelį, "duobelės viršų" atitinka greitas "užtvindyto ploto" didėjimas su mažu "vandens lygio" ir "vandens tūrio" didėjimu.

Kitas drūzos profilio modelis buvo kubinis splainas, interpoliuojantis tuos pačius taškus (41 pav.).



41 pav. Dūzos profilio modelis – kubinis splainas (a), bei sąryšiai S=S(h) (b), V=V(h) (c) ir S=S(V) (d)

Naudojant šį modelį, "duobelės viršų" vėl atitinka greitas "užtvindyto ploto" didėjimas su mažu "vandens lygio" ir "vandens tūrio" didėjimu.

Po to pagal sąryšį

$$g(x, y) = f\left(\sqrt{x^2 + y^2}\right) \tag{68}$$

iš vienmačių modelių buvo gauti dvimačiai.



42 pav. Dūzos modelis, gautas iš dalimis tiesinės funkcijos : trimatis vaizdas (a), dvimatis vaizdas su pažymėta rastąja riba (b) bei sąryšiai S=S(h) (c) ir S=S(V) (d)

Naudojantis dvimačiu drūzos modeliu gautu iš dalimis tiesinės funkcijos (42 pav.) galima pastebėti, kad ir šiuo atveju "duobelės viršų" atitinka greitas "užtvindyto ploto" didėjimas su mažu "vandens lygio" ir "vandens tūrio" didėjimu.

Naudojantis dvimačiu drūzos modeliu, gauto iš kubinio splaino (43 pav.) galima pastebėti, kad ir šiuo atveju "duobelės viršų" atitinka greitas "užtvindyto ploto" didėjimas su mažu "vandens lygio" ir "vandens tūrio" didėjimu. Tačiau šiuo atveju laikytina, kad sąryšis S=S(V) labiau tinka drūzos krašto radimui, nes šiuo atveju dešiniosios pusės skyra yra didesnė.



43 pav. Dūzos modelis, gautas iš kubinio splaino : trimatis vaizdas (a), dvimatis vaizdas su pažymėta rastąja riba (b) bei sąryšiai S=S(h) (c) ir S=S(V) (d)

Tad iki tol, kol pasiekiama drūzos riba, "užtvindytas plotas" turi didėti greitėjančiai, o po to – lėtėjančiai. Vadinasi, antroji *S* išvestinė pagal *V* bus teigiama iki tol, kol bus pasiekta ieškoma riba, ir neigiama po to. Tokiu atveju drūzos ribą turėtų būti galima rasti randant maksimalų atsaką į skaitmeninį filtrą su koeficientais $(1 \ 1 \ -1 \ -1)$ antrajai *S* išvestinė pagal *V*.

Tačiau antrosios išvestinės radimas yra labai neatsparus triukšmams. Siekiant atsparumą triukšmams padidinti, galima pasinaudoti tuo, kad drūzos paprastai būna elipsės formos. Tad rastasis drūzos plotas (D) gali būti aproksimuojamas elipse (E), patikrinant, ar gautoji elipsė yra pakankamai panaši į drūzos plotą. Tam galima tikrinti sąlygą

$$\frac{|D \cup E|}{|D \cap E|} \le T ; \tag{69}$$

čia T – empiriškai nustatytas slenkstis. Kuo jis didesnis, tuo labiau drūzos forma gali skirtis nuo elipsės.

Tačiau tokiu atveju galimi dideli netikslumai su mažomis drūzomis dėl galimų diskretizacijos sukeltų neatitikimų. Dėl to sąlyga pakeista į

$$\frac{\left|D \cup E\right| - \min\left(t, 2r_a + 2r_b\right)}{\left|D \cap E\right|} \le T;$$
(70)

čia r_a ir r_b – elipsės pusašiai, o t – empiriškai nustatytas slenkstis.

Empiriškai nustatyta slenksčio T reikšmė buvo 1,15, slenksčio t reikšmė – 8.

Šis metodas yra šiek tiek panašus į vandenskyros transformaciją tuo, kad ir vienu ir kitu atveju imituojamas vaizdą atitinkančio "reljefo" užtvindymas. Tačiau vandenskyros transformacija randa "reljefe" vandenskyros linijas, o siūlomas metodas – "duobelės" kraštus, kurie turi būti viename lygyje, kurį viršijus "duobelė" persipildo (mažesnis "vandens" tūris užpildo didesnį plotą). Tai taip pat skiria siūlomą metodą nuo "Tvaninio užtvindymo" (angl. *flood-fill*) algoritmo varianto, paremto morfologine rekonstrukcija, kuris užlygina "duobeles", apibrėžtas kaip vaizdo zonos su mažomis pikselių reikšmėmis, nesiliečiančios su vaizdo kraštu.

Metodas buvo realizuotas MATLAB aplinkoje.

Drūzos atpažinimo tokiu metodu pavyzdys pateiktas 44 pav. Kaip matoma, rastas drūzos plotas atitinka plotą, nustatomą vizualiai.





44 pav. Vaizdo fragmentas su drūza (a), tas pats fragmentas po išankstinio apdorojimo (b), funkcija S=S(V) (c) ir drūza, rasta naudojant siūlomąjį metodą (d)

Galiausiai gali būti atmetamos rastosios dėmės, kurios nėra panašios į drūzas. Tam randamas dėmės iškilasis apvalkalas ir ieškoma, kuri dalis jo gaubiamų pikselių nepriklauso dėmei. Idealiai apvalios ar eliptinės dėmės atveju ši dalis būtų lygi nuliui. Tad galima atmesti visas dėmes, kurioms ši dalis didesnė už 5 %.

Siekiant palyginti šiuo metodu gautus rezultatus su kitų metodų rezultatais, skaičiavimai buvo atlikti laikant pradiniais taškais eksperto pažymėtų drūzų centrus.

Palyginimui buvo naudoti keli vandenskyros transformacijos variantai. Vienu atveju vandenskyros transformacija buvo taikoma "lokalios" spalvų kombinacijos gradientui. Po to drūzai buvo priskiriamas "baseinas", kuriam priklauso pradinis taškas. Jei pradinis taškas patenka ant vandenskyros linijos, drūzai priskiriami visi gretimi baseinai.

Kitu atveju buvo naudojama vandenskyros transformacija su žymekliais. Tam gradientui taikyta morfologinė erozija (struktūrinis elementas – skritulys, kurio spindulys – du pikseliai; naudojant trijų pikselių spindulio skritulį rezultatai pastebimai pablogėja – pasiektas vidutinis MCC tebuvo 34,66%), morfologinė rekonstrukcija, tada invertuotam rezultatui – morfologinis išplėtimas ir morfologinė rekonstrukcija, rezultatą vėl invertuojant. Gautam vaizdui taikyta vandenskyros transformacija ir apdorota kaip ir ankstesniu atveju.

Palyginimui taip pat buvo realizuotas ir panaudotas kelių Graikijos mokslininkų pasiūlytas automatinis drūzų radimo metodas (Rapantzikos et al., 2003). Kaip parodė literatūros analizė (žr. 1.3.5 poskyrį), daugelis kitų drūzų radimų metodų yra pusiau automatiniai ir sunkiai pritaikomi dėl reikalavimų operatoriaus medicininei kvalifikacijai.

Lyginimo kriterijai buvo jautrumas, specifiškumas ir Metjuzo koreliacijos koeficientas (žr. 3.3 poskyrį).

Palyginimo rezultatai matomi 16 lentelėje.

Metodas	Jautrumas	Specifiškumas	MCC
"Fontano" algoritmas	34,39%	99,72%	39,67%
Vandenskyros transformacija	23,88%	99,96%	38,63%
Vandenskyros transformacija su žymekliais	56,68%	99,28%	40,35%
Rapantzikos ir kt.	45,11%	95,62%	16,44%
Kombinuotas metodas	43,69%	99,70%	45,73%

16 lentelė. Vidutiniai drūzų radimo patikimumo rodikliai

Naudojant kaip pradinius taškus drūzų centrus pasiektas vidutinis jautrumas 34,39% ir vidutinis specifiškumas 99,72%. Trimis išbandytais metodais (išskyrus Rapantzikos ir kt. metodą) pasiektų Metjuzo koreliacijos koeficiento vidurkių skirtumai buvo statistiškai nereikšmingi (naudojant t-kriterijų p > 0,6). Tai leidžia daryti išvadą, kad rezultatus galima pagerinti, suderinus išbandytus metodus.

Kadangi yra žinoma, kad vandenskyros transformacija paprastai randamos dėmelės, kurios yra ne didesnės už tikrąsias, patogu rasti drūzos ribas pagal "fontano" algoritmą ir vandenskyros transformaciją, o tada pasirinkti didesnį iš rastų plotų. Tokiu atveju su analogiškais duomenimis buvo pasiektas vidutinis jautrumas 43,69%, vidutinis specifiškumas 99,70% ir vidutinis MCC 45,73% (16 lentelė). Šiuo metodu pasiektas MCC vidurkis statistiškai reikšmingai didesnis nei gautas trimis prieš tai nagrinėtais atvejais (naudojant t-kriterijų p < 0,02).

5.3. Penktojo skyriaus išvados

- 1. Rastos drūzas išryškinančios spalvų kombinacijos. Nustatyta, kad jose didžiausią svorį turi žalias RGB komponentas, nors ir kitų komponentų svoriai nenuliniai.
- Sukurtas naujas algoritmas, atpažįstantis drūzas akies dugno vaizduose, kurio rezultatai yra artimesni gydytojų pateiktiems (vidutinis jautrumas 43,69%, vidutinis specifiškumas 99,70% ir vidutinis Metjuzo koreliacijos koeficientas 45,73%) nei gauti kitais išbandytais metodais.

6. IŠVADOS

- 1. Sukurtas ir eksperimentiškai patikrintas biomechaninis kraujagyslės modelis baigtiniais elementais. Juo naudojantis rastos įvairių kraujagyslių vingiuotumo įverčių priklausomybės nuo kraujospūdžio: kitoms sąlygoms nekintant, kreivumo modulio integralu pagristas ivertis, kylant kraujospūdžiui didėja tiesiškai, tuo tarpu lanko-stygos santykis, Paduvos universiteto mokslininkų pasiūlytas ivertis, kreivumo kvadrato integralu bei kreivumo išvestinės kvadrato integralu pagristi iverčiai didėja kvadratiškai. Remiantis tuo keliama hipotezė, kad analogiški dėsningumai turėtų galioti ir akies dugno kraujagyslėms (ypač venulėms). Tokios hipotezės teisingumas laikytinas tikėtinu atsižvelgiant į šių kraujagyslių struktūrą (akies dugno venulės iš esmės neturi raumeninio audinio) ir medicinoje dominuojanti požiūri, pagal kuri kraujagysliu (ypač venulių) vingiuotumo padidėjimas sietinas su kraujospūdžio padidėjimu (šis požiūris remiasi ir rezultatais eksperimentu, panašių į panaudotąjį šiame darbe). Tačiau nustatytus dėsningumus tikslinga papildomai patikrinti atliekant longitudini klinikini tvrima.
- 2. Rasti spalvų rinkiniai, išryškinantys kraujagysles akies dugno vaizduose. Nustatyta, kad filtruoto akies dugno vaizdo pikseliai su maksimalia raudono ir žalio RGB komponentų skirtumo reikšme priklauso kraujagyslėms su didele tikimybe: devyniasdešimtyje procentų DRIVE bazės apmokymo imties vaizdų visi tokie pikseliai priklausė kraujagyslėms; iš DRIVE bazės testavimo imties bei STARE bazės tokių vaizdų buvo 85%. Dėl to nuo šių pikselių tikslinga pradėti trasuoti kraujagysles.
- 3. Sukurtas kraujagyslių radimo akies dugno vaizduose algoritmas, pradedantis trasavimą nuo vieno automatiškai rasto taško. Įsitikinta, kad jį naudojant galima pasiekti kraujagyslių radimo patikimumą (vidutinis Metjuzo koreliacijos koeficientas 65,64%), statistiškai reikšmingai (naudojant t-kriterijų p < 0,01) viršijantį kitų esamų metodų pasiekiamą patikimumą. Be to, nustatyta, kad įverčiai, gauti naudojant automatinį vingiuotumo įvertinimo metodą, paremtą kreivumo išvestinės kvadrato integralu, yra pakankamai panašūs į oftalmologų pateikiamus įverčius: vienu atveju koreliacija tarp dviejų oftalmologų įverčių buvo silpnesnė negu tarp oftalmologo įverčio ir automatinio įverčio. Savo ruožtu, tai reiškia, kad sukurtasis kraujagyslių radimo metodas pakankamai gerai išskiria kraujagysles, kad jų vingiuotumą būtų galima įvertinti automatiniais įverčiais.
- 4. Sukurti du regos nervo disko ribų aiškumą vertinantys metodai vienas paremtas kontrastu ir vienas paremtas filtravimu. Nustatyta, kad filtravimu paremtu metodu galima gauti rezultatus, kurie labiau atitinka gydytojų pateiktus įverčius (plotas po ROC kreive 0,73), negu gauti kontrastu paremtu metodu (plotas po ROC kreive 0,68). Iš išbandytų spalvų erdvių komponentų ir jų kombinacijų regos nervo disko ribos aiškumui vertinti labiausiai tinka R komponentas iš RGB spalvų erdvės. Regos nervo diską išryškinančios spalvų kombinacijos nepagerino regos nervo disko ribos aiškumo nustatymo rezultatų. Siekiant padidinti rezultatų patikimumą, prieš klinikinius taikymus

analogiškus tyrimus gali būti tikslinga atlikti su didesniu duomenų kiekiu. Taip pat tikslinga panagrinėti šių įverčių ryšį su intrakranaliniu slėgiu.

- 5. Rastos drūzas išryškinančios spalvų kombinacijos. Nustatyta, kad didžiausią svorį jose turi žalias RGB komponentas.
- 6. Sukurtas naujas algoritmas, atpažįstantis drūzas akies dugno vaizduose. Jo rezultatai yra statistiškai reikšmingai (naudojant t-kriterijų p < 0,02) artimesni gydytojų pateiktiems (vidutinis Metjuzo koreliacijos koeficientas 45,73%) nei gauti kitais išbandytais metodais. Tokį metodą tikslinga naudoti kaip pusiau automatinį, siekiant padidinti drūzų ploto įverčių (naudojamų amžinės makulos degeneracijos progresavimo įvertinimui) tikslumą.

7. LITERATŪROS SĄRAŠAS

- 1. Abramoff, M. D. and Niemeijer, M. (2006). The automatic detection of the optic disc location in retinal images using optic disc location regression. In *EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006*, pages 4432–4435.
- 2. Adams, D. D. (2008). Autoimmune destruction of pericytes as the cause of diabetic retinopathy. *Clinical Ophthalmology*, 2(2):295–298.
- 3. Alonso-Montes, C., Ortega, M., Penedo, M. G., and Vilariño, D. L. (2008a). Pixel parallel vessel tree extraction for a personal authentication system. In *IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2008. ISCAS 2008.*, pages 1596–1599.
- 4. Alonso-Montes, C., Vilariño, D. L., Dudek, P., and Penedo, M. G. (2008b). Fast retinal vessel tree extraction: A pixel parallel approach. *International Journal of Circuit Theory and Applications*, 36(5-6):641–651.
- Azegrouz, H., Trucco, E., Dhillon, B., MacGillivray, T., and MacCormick, I. J. (2006). Thickness dependent tortuosity estimation for retinal blood vessels. In 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06., pages 4675–4678.
- 6. Bačauskienė, M., Verikas, A., Gelžinis, A., and Valinčius, D. (2009). A feature selection technique for generation of classification committees and its application to categorization of laryngeal images. *Pattern Recognition*, 42(5):645 654.
- 7. Bačiulienė, K. and Vainoras, A. (2000). Žmogaus funkcinio modelio pritaikymas lokalių fizinių krūvių efektams analizuoti. In *Biomedicininė inžinerija*, pages 129–132.
- 8. Baldi, P., Brunak, S., Chauvin, Y., Andersen, C. A. F., and Nielsen, H. (2000). Assessing the accuracy of prediction algorithms for classification: an overview. *Bioinformatics*, 16(5):412–424.
- 9. Barauskas, R., Gulbinas, A., and Barauskas, G. (2007). Finite element modeling and experimental investigation of infiltration of sodium chloride solution into nonviable liver tissue. *Medicina*, 43(5):399–411.
- 10. Barauskas, R. and Krušinskienė, R. (2006). Development and validation of structural models of human posture. *Mathematical Modelling and Analysis*, 11:1–12.
- 11. Bartnykas, K. and Ušinskas, A. (2009). An application of self-similarity analysis for segmentation of images of human liver. *Elektronika ir elektrotechnika*, 2(90):35–38.
- 12. Bashar, R., Li, Y., and Wen, P. (2008). Effects of white matter on eeg of multi-layered spherical head models. In *International Conference on Electrical and Computer Engineering, 2008. ICECE 2008.*, pages 59–64.
- 13. Bayer, A., Harasymowycz, P., Henderer, J. D., Steinmann, W. G., and Spaeth, G. L. (2002). Validity of a new disk grading scale for estimating

glaucomatous damage: correlation with visual field damage. *American Journal of Ophthalmology*, 133(6):758–763.

- 14. Bellezza, A. J., Hart, R. T., and Burgoyne, C. F. (2000). The optic nerve head as a biomechanical structure: Initial finite element modeling. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 41(10):2991–3000.
- 15. Ben Sbeh, Z., Cohen, L. D., Mimoun, G., and Coscas, G. (2001). A new approach of geodesic reconstruction for drusen segmentation in eye fundus images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(12):1321–1333.
- Berškienė, K., Vainoras, A., Lukoševičius, A., Navickas, Z., and Bikulčienė, L. (2008). Netiesinių dinaminių fiziologinių sistemų sąveikos tyrimas. In *Biomedicininė inžinerija*, pages 38–41.
- Bernatavičienė, J., Dzemyda, G., Kurasova, O., Marcinkevičius, V., Šaltenis, V., and Tiešis, V. (2006). Visualization and analysis of the eye fundus parameters. In *Proceedings of the 6th Nordic Conference on eHealth & Telemedicine NCeHT2006*, pages 267–268.
- 18. Bhatt, U. K. (2005). Bilateral optic disc swelling; is a ct scan necessary? *Emergency Medicine Journal*, 22(11):827–830.
- Bhuiyan, A., Nath, B., Ramamohanarao, K., Kawasaki, R., and Wong, T. (2010). Automated analysis of retinal vascular tortuosity on color retinal images. *Journal of Medical Systems*, pages 1–9. 10.1007/s10916-010-9536-6.
- 20. Binns, R. L. and Ku, D. N. (1989). Effect of stenosis on wall motion. a possible mechanism of stroke and transient ischemic attack. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 9(6):842–847.
- Bird, A. C., Bressler, N. M., Bressler, S. B., Chisholm, I. H., Coscas, G., Davis, M. D., de Jong, P. T. V. M., Klaver, C. C. W., Klein, B. E. K., Klein, R., Mitchell, P., Sarks, J. P., Sarks, S. H., Soubrane, G., Taylor, H. R., and Vingerling, J. R. (1995). An international classification and grading system for age-related maculopathy and age-related macular degeneration. *Survey of Ophthalmology*, 39(5):367–374.
- 22. Can, A., Shen, H., Turner, J. N., Tanenbaum, H. L., and Roysam, B. (1999). Rapid automated tracing and feature extraction from retinal fundus images using direct exploratory algorithms. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 3(2):125–138.
- 23. Chang, S. H., Gong, L., Li, M., Hu, X., and Yan, J. (2008). Small retinal vessel extraction using modified canny edge detection. In *International Conference on Audio, Language and Image Processing, 2008. ICALIP 2008.*, pages 1255–1259.
- 24. Chanwimaluang, T., Fan, G., and Fransen, S. R. (2006). Hybrid retinal image registration. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 10(1):129–142.

- 25. Chanwimaluang, T., Fan, G., and Fransen, S. R. (2007). Correction to "hybrid retinal image registration". *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 11(1):110–110.
- 26. Chaudhuri, S., Chatterjee, S., Katz, N., Nelson, M., and Goldbaum, M. (1989). Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 8(3):263–269.
- 27. Checco, P. and Corinto, F. (2006). Cnn-based algorithm for drusen identification. In 2006 IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2006. ISCAS 2006. Proceedings., pages 2181–2184.
- 28. Chen, C.-C. R., Miga, M. I., and Robert L. Galloway, J. (2009). Optimizing electrode placement using finite-element models in radiofrequency ablation treatment planning. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(2):237–245.
- 29. Chutatape, O., Zheng, L., and Krishnan, S. (1998). Retinal blood vessel detection and tracking by matched gaussian and kalman filters. In *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1998.*, volume 6, pages 3144–3149.
- Cornforth, D. J., Jelinek, H. J., Leandro, J. J. G., Soares, J. V. B., Cesar, Jr., R. M., Cree, M. J., Mitchell, P., and Bossomaier, T. (2005). Development of retinal blood vessel segmentation methodology using wavelet transforms for assessment of diabetic retinopathy. *Complexity International*, 11:50–61.
- 31. Cristalli, C., Neuman, M. R., and Ursino, M. (1994). Studies on soft tissue pressure distribution in the arm during non-invasive blood pressure measurement. In *Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers.*, pages 41–42 vol.1.
- 32. De Luca, M. (2008). *New techniques for the processing and analysis of retinal images in diagnostic ophtalmology*. PhD thesis, Università degli Studi di Padova.
- 33. Di Puccio, F., Paola, F., and Guarneri, G. (2003). Finite element modelling of balloon angioplasty. In *IASTED International Conference BIOMECHANICS*, pages 97–102.
- 34. Figueroa, C. A., Vignon-Clementel, I. E., Jansen, K. E., Hughes, T. J., and Taylor, C. A. (2006). A coupled momentum method for modeling blood flow in three-dimensional deformable arteries. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 195(41-43):5685–5706. John H. Argyris Memorial Issue. Part II.
- 35. Finol, E. A., Martino, E. S. D., Vorp, D. A., and Amon, C. H. (2002). Biomechanics of patient specific abdominal aortic aneurysms: computational analysis of fluid flow. In *Proceedings of the IEEE 28th Annual Northeast Bioengineering Conference, 2002*, pages 191–192.

- 36. Finol, E. A., Martino, E. S. D., Vorp, D. A., and Amon, C. H. (2003). Fluidstructure interaction and structural analyses of an aneurysm model. In *Proceedings of the 2003 Summer Bioengineering Conference; 25-29 June* 2003; Key Biscane, Florida, pages 75–76.
- 37. Fiorin, D., Poletti, E., Grisan, E., and Ruggeri, A. (2009). Fast adaptive axisbased segmentation of retinal vessels through matched filters. In Dössel, O. and Schlegel, W. C., editors, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, volume 25/XI of *IFMBE Proceedings*, pages 145–148. Springer.
- Fleming, A. D., Goatman, K. A., Philip, S., Olson, J. A., and Sharp, P. F. (2007). Automatic detection of retinal anatomy to assist diabetic retinopathy screening. *Physics in Medicine and Biology*, 52(2):331–345.
- Fleming, A. D., Philip, S., Goatman, K. A., Olson, J. A., and Sharp, P. F. (2006). Automated assessment of diabetic retinal image quality based on clarity and field definition. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 47(3):1120–1125.
- 40. Foracchia, M., Grisan, E., and Ruggeri, A. (2004). Detection of optic disc in retinal images by means of a geometrical model of vessel structure. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(10):1189–1195.
- 41. Frame, A., Undrill, P., Olson, J., McHardy, K., Sharp, P., and Forrester, J. (1997). Texture analysis of retinal neovascularisation. In *IEE Colloquium on Pattern Recognition (Digest No. 1997/018)*, pages 5/1–5/6.
- 42. Frisén, L. (1982). Swelling of the optic nerve head: a staging scheme. *Journal* of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 45(1):13–18.
- 43. Gagnon, L., Lalonde, M., Beaulieu, M., and Boucher, M.-C. (2001). Procedure to detect anatomical structures in optical fundus images. In *Proceedings of the SPIE Conference Medical Imaging 2001 : Image Processing*, volume 4322 of *SPIE proceedings*.
- 44. Gallerani, M., Ursino, M., and Artioli, E. (1989). An experimental study of wave propagation in the latex rubber tube [arterial tree model]. In *Images of the Twenty-First Century.*, *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1989., volume 3, pages 871–872.
- 45. Garcá, M., López, M., Hornero, R., Déz, A., and Poza, J. (2009). Utility of a radial basis function classifier in the detection of red lesions in retinal images. In Dössel, O. and Schlegel, W. C., editors, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 12, 2009, Munich, Germany*, volume 25/XI of *IFMBE Proceedings*, pages 21–24. Springer.
- 46. Garg, S., Joshi, G. D., and Sivaswamy, J. (2006). Automatic drusen detection from colour retinal images. In Mukhopadhyay, J., Ramamurthy, S., and Sural, S., editors, *Proceedings of Indian Conference on Medical Informatics and Telemedicine (ICMIT 2006)*, pages 84–88.

- 47. Geneser, S. E., Kirby, R. M., and MacLeod, R. S. (2008). Application of stochastic finite element methods to study the sensitivity of ecg forward modeling to organ conductivity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(1):31–40.
- Gircys, R., Lugin, S., Vrubliauskas, A., and Slušnienė, A. (2006). Algebrinis arterinio spaudimo pulso bangos sistemoje "širdis – aorta – arterija" modelis. In *Biomedicininė inžinerija. Tarptautinės konferencijos medžiaga*, pages 269– 271. Technologija.
- Gordon, M. O., Beiser, J. A., Brandt, J. D., Heuer, D. K., Higginbotham, E. J., Johnson, C. A., Keltner, J. L., Miller, J. P., Parrish II, R. K., Wilson, M. R., and Kass, M. A. (2002). The ocular hypertension treatment study: Baseline factors that predict the onset of primary open-angle glaucoma. *Archives of Ophthalmology*, 120(6):714–720.
- 50. Gray, H. (1918). *Anatomy of the Human Body*. Lea & Febiger, Philadelphia, 20th edition edition.
- 51. Grisan, E., Foracchia, M., and Ruggeri, A. (2003). A novel method for the automatic evaluation of retinal vessel tortuosity. In *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2003.*, volume 1, pages 866–869.
- 52. Grisan, E., Foracchia, M., and Ruggeri, A. (2008). A novel method for the automatic grading of retinal vessel tortuosity. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27(3):310–319.
- 53. Grisan, E., Giani, A., Ceseracciu, E., and Ruggeri, A. (2006). Model-based illumination correction in retinal images. In *3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2006.*, pages 984–987.
- 54. Grisan, E., Pesce, A., Giani, A., Foracchia, M., and Ruggeri, A. (2004). A new tracking system for the robust extraction of retinal vessel structure. In 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04., volume 1, pages 1620–1623.
- 55. Grisan, E. and Ruggeri, A. (2003). A divide et impera strategy for automatic classification of retinal vessels into arteries and veins. In *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2003.*, volume 1, pages 890–893.
- 56. Grisan, E. and Ruggeri, A. (2007). Segmentation of candidate dark lesions in fundus images based on local thresholding and pixel density. In 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007., pages 6735–6738, Cité Internationale, Lyon, France.
- 57. Grisan, E. and Ruggeri, A. (2008). A markov random field approach to outline lesions in fundus images. In Sloten, J. V., Verdonck, P., Nyssen, M., and Haueisen, J., editors, *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, volume 22 of *IFMBE Proceedings*, pages 472–475. Springer Berlin Heidelberg.

- 58. Grušeckij, M., Marozas, V., Ulickienė, R., and Jegelevičius, D. (2005). Kraujagyslių tinklo optiniuose akies dugno vaizduose trasavimo algoritmas. *Elektronika ir elektrotechnika*, 2(58):83–87.
- 59. Hammer, M., Leistritz, S., Leistritz, L., and Schweitzer, D. (2001). Light paths in retinal vessel oximetry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(5):592–598.
- 60. Hart, W. E., Goldbaum, M., Cote, B., Kube, P., and Nelson, M. R. (1999). Measurement and classification of retinal vascular tortuosity. *International Journal of Medical Informatics*, 53(2-3):239–252.
- Hatanaka, Y., Fukuta, K., Muramatsu, C., Sawada, A., Hara, T., Yamamoto, T., and Fujita, H. (2009). Automated measurement of cup-to-disc ratio for diagnosing glaucoma in retinal fundus images. In Dössel, O. and Schlegel, W. C., editors, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany, volume 25/XI of IFMBE Proceedings, pages 198–200. Springer.
- 62. Hoover, A., Kouznetsova, V., and Goldbaum, M. (2000). Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(3):203–210.
- Hughes, A. D., Stanton, A. V., Jabbar, A. S., Chapman, N., Martinez-Perez, M. E., and Thom, S. A. M. (2008). Effect of antihypertensive treatment on retinal microvascular changes in hypertension. *Journal of Hypertension*, 26(8):1703–1707.
- 64. Hunter, A., Lowell, J., Steel, D., and Infirmary, S. (2005). Tram-line filtering for retinal vessel segmentation. In *CD-ROM of the IFMBE Proceedings, 3rd European Medical & Biological Engineering Conference, EMBEC05*, volume 11 of *IFMBE Proceedings*, pages 1727–1983.
- 65. Jegelevičius, D., Barzdžiukas, V., and Ulickienė, R. (2004). Tikrųjų dydžių matavimai akies dugno optiniuose vaizduose. In *Biomedicininė inžinerija*, pages 243–247.
- 66. Kong, H.-J., Seo, J.-M., Chung, H., Kim, D. M., Park, K. S., and Kim, H. C. (2005). Quantification of progression of retinal nerve fiber layer atrophy in fundus photography. In *CD-ROM of the IFMBE Proceedings, 3rd European Medical & Biological Engineering Conference, EMBEC05*, volume 11 of *IFMBE Proceedings*, pages 4461–4465.
- 67. Krzanowski, W. J. and Hand, D. J. (2009). *ROC Curves for Continuous data*. Monographs on Statistics & Applied Probability. Chapman and Hall/CRC.
- 68. Kunicki, A. C. B., Oliveira, A. J., Mendonça, M. B. M., Barbosa, C. T. F., and Nogueira, R. A. (2009). Can the fractal dimension be applied for the early diagnosis of non-proliferative diabetic retinopathy? *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 42(10):930–934.
- 69. Kupčiūnas, I. and Kopustinskas, A. (2005). Kraujotakos modelių analizė. In *Biomedicininė inžinerija*, pages 210–212.

- 70. Kupčiūnas, I. and Kopustinskas, A. (2006). Periferinės kraujotakos modelis su paskirstytaisiais parametrais. In *Biomedicininė inžinerija*. *Tarptautinės konferencijos pranešimų medžiaga*, pages 307–312, Kaunas. Technologija.
- 71. Kylstra, J. A., Wierzbicki, T., Wolbarsht, M. L., Landers, M. B., and Stefansson, E. (1986). The relationship between retinal vessel tortuosity, diameter, and transmural pressure. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 224(5):477–480.
- 72. Lagarias, J. C., Reeds, J. A., Wright, M. H., and Wright, P. E. (1998). Convergence properties of the nelder-mead simplex method in low dimensions. *SIAM Journal of Optimization*, 9(1):112–147.
- 73. Lam, B. S. Y. and Yan, H. (2008). A novel vessel segmentation algorithm for pathological retina images based on the divergence of vector fields. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27(2):237–246.
- Lecleire-Collet, A., Erginay, A., Angioi-Duprez, K., Deb-Joardar, N., Gain, P., and Massin, P. (2007). Classification simplifiée de la rétinopathie diabétique adaptée au dépistage par photographies du fond d'œil. *Journal Français d'Ophtalmologie*, 30(7):674–687.
- 75. Lee, K. E., Klein, B. E. K., Klein, R., and Meuer, S. M. (2007). Association of retinal vessel caliber to optic disc and cup diameters. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 48(1):63–67.
- 76. Li, H., Hsu, W., Lee, M. L., and Wong, T. Y. (2005). Automatic grading of retinal vessel caliber. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(7):1352–1355.
- Li, Z. S., Zhu, S. A., and He, B. (2007). Solving the ecg forward problem by means of a meshless finite element method. *Physics in Medicine and Biology*, 52(13):N287–N296.
- Luibl, V., Isas, J. M., Kayed, R., Glabe, C. G., Langen, R., and Chen, J. (2006). Drusen deposits associated with aging and age-related macular degeneration contain nonfibrillar amyloid oligomers. *The Journal of Clinical Investigation*, 116(2):378–385.
- Mächler, M. (1993). Very smooth nonparametric curve estimation by penalizing change of curvature. Research Report 71, Seminar für Statistik, Eidgenossische Technische Hochschule, Zürich, CH-8092 Zürich, Switzerland.
- MazHer, A. H. K. and Ekaterinaris, J. A. (1988). Numerical simulation of blood flow through arteries. In *Proceedings of the 1988 Fourteenth Annual Northeast Bioengineering Conference, 1988*, pages 273–276.
- 81. Nam, H.-S., Hwang, J.-M., Chung, H., and Seo, J.-M. (2009). Automated measurement of retinal vessel diameters on digital fundus photographs. In Dössel, O. and Schlegel, W. C., editors, *World Congress on Medical Physics* and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany, volume 25/XI of *IFMBE Proceedings*, pages 277–280. Springer.

- Nguyen, T. T., Wang, J. J., Sharrett, A. R., Islam, F. A., Klein, R., Klein, B. E., Cotch, M. F., and Wong, T. Y. (2008). Relationship of retinal vascular caliber with diabetes and retinopathy. *Diabetes Care*, 31(3):544–549.
- 83. Niemeijer, M., Abràmoff, M. D., and van Ginneken, B. (2008). Automated localization of the optic disc and the fovea. In *EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008.*, pages 3538–3541.
- 84. Niemeijer, M., van Ginneken, B., Russell, S. R., Suttorp-Schulten, M. S. A., and Abràmoff, M. D. (2007). Automated detection and differentiation of drusen, exudates, and cotton-wool spots in digital color fundus photographs for diabetic retinopathy diagnosis. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 48(5):2260–2267.
- 85. Ódstreilk, J., Jan, J., Gazárek, J., and Kolár, R. (2009). Improvement of vessel segmentation by matched filtering in colour retinal images. In Dössel, O. and Schlegel, W. C., editors, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 12, 2009, Munich, Germany*, volume 25/XI of *IFMBE Proceedings*, pages 327–330. Springer.
- 86. O'Hara, G. P. (1983). Mechanical properties of silicone rubber in closed volume. Technical Report Technical Report ARLCSB-TR-83045, US Army Armament Research and Development center, Large caliber weapon systems laboratory, Benet weapons laboratory.
- 87. Oloumi, F., Rangayyan, R. M., Oloumi, F., Eshghzadeh-Zanjani, P., and Ayres, F. J. (2007). Detection of blood vessels in fundus images of the retina using gabor wavelets. In 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007., pages 6451–6454.
- 88. Osareh, A. (2004). *Automated Identification of Diabetic Retinal Exudates and the Optic Disc*. PhD thesis, University of Bristol.
- 89. Parvathi, S. and Devi, N. (2007). Automatic drusen detection from colour retinal images. In *International Conference on Computational Intelligence and Multimedia Applications, 2007.*, volume 2, pages 377–381.
- 90. Patašius, M. (2006). Akies dugno kraujagyslių vingiuotumo įvertinimo metodai. Magistro darbas, Kauno technologijos universitetas.
- 91. Patašius, M., Marozas, V., Jegelevičius, D., and Lukoševičius, A. (2005). Evaluation of tortuosity of eye blood vessels using the integral of square of derivative of curvature. In CD-ROM of the IFMBE Proceedings, 3rd European Medical & Biological Engineering Conference, EMBEC05, volume 11.
- 92. Patton, N., Aslam, T. M., MacGillivray, T., Deary, I. J., Dhillon, B., Eikelboom, R. H., Yogesan, K., and Constable, I. J. (2006). Retinal image analysis: Concepts, applications and potential. *Progress in Retinal and Eye Research*, 25(1):99–127.

- 93. Paulinas, M., Miniotas, D., Meilūnas, M., and Ušinskas, A. (2008). An algorithm for segmentation of blood vessels in images. *Elektronika ir elektrotechnika*, 3:25–28.
- 94. Pearson, R. M. (2003). Optometric grading scales for use in everyday practice. *Optometry Today*, 43(20):39–42.
- 95. Petrolis, R., Kriščiukaitis, A., and Boruraitė, V. (2009). Methods of cell morphometry based on mathematical morphology. In *Biomedical engineering*, pages 153–156.
- 96. Poletti, E., Fiorin, D., Grisan, E., and Ruggeri, A. (2009). Retinal vessel axis estimation through a multi-directional graph search approach. In Dössel, O. and Schlegel, W. C., editors, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 12, 2009, Munich, Germany*, volume 25/XI of *IFMBE Proceedings*, pages 137–140. Springer.
- 97. Provis, J. M. and Hendrickson, A. E. (2008). The foveal avascular region of developing human retina. *Archives of Ophthalmology*, 126(4):507–511.
- 98. Punienė, J., Navickas, R., Punys, V., and Jurkevičius, R. (2002). Statistinis tyrimas medicininių vaizdų suspaudimui "bangelių" transformacijos metodu įvertinti. *Medicina*, 38(2):210–213.
- 99. Punienė, J., Punys, V., and Punys, J. (2001). Ultrasound and angiographic image compression by cosine and wavelet transforms and its approval in clinical environment. In *ISPA 2001. Proceedings of the 2nd International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis, 2001*, pages 74–79.
- 100. Rangayyan, R. M., Zhu, X., and Ayres, F. J. (2008). Detection of the optic disc in images of the retina using gabor filters and phase portrait analysis. In Sloten, J. V., Verdonck, P., Nyssen, M., and Haueisen, J., editors, 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, volume 22 of IFMBE Proceedings, pages 468–471. Springer Berlin Heidelberg.
- Rapantzikos, K., Zervakis, M., and Balas, K. (2003). Detection and segmentation of drusen deposits on human retina: Potential in the diagnosis of age-related macular degeneration. *Medical Image Analysis*, 7(1):95 – 108.
- 102. Resnikoff, S., Pascolini, D., Etya'ale, D., Kocur, I., Pararajasegaram, R., Pokharel, G. P., and Mariotti, S. P. (2004). Global data on visual impairment in the year 2002. *Bulletin of the World Health Organization*, 82(11):844–851.
- Ricci, E. and Perfetti, R. (2007). Retinal blood vessel segmentation using line operators and support vector classification. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 26(10):1357–1365.
- 104. Rokicki, J., Paulinas, M., and Ušinskas, A. (2005). Taškų pasiskirstymo modelio panaudojimas aneurizmų atpažinimui mri tomogramose. In *Biomedicininė inžinerija*, pages 261–264.

- 105. Roldán, H. M. F. (2006). Estimation of vessel wall compliance using acoustic reflectometry. Master's thesis, University of Puerto Rico.
- 106. Rouland, J. F. (1999). Les pièges de l'examen de la papille optique. *Journal Français d'Ophtalmologie*, 22:94–98.
- 107. Rytsar, R. and Pun, T. (2007). Computational aspects of the eeg forward problem solution for real head model using finite element method. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pages 829–832.
- 108. Sagar, A. V., Balasubramanian, S., and Chandrasekaran, V. (2007). Automatic detection of anatomical structures in digital fundus retinal images. In *IAPR Conference on machine vision applications MVA2007*, pages 483–486. Institute of Industrial Science (IIS), The University of Tokyo.
- 109. Salem, N. M. and Nandi, A. K. (2006). Segmentation of retinal blood vessels using scale-space features and k-nearest neighbour classifier. In 2006 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, 2006. ICASSP 2006 Proceedings, volume 2, pages II–II.
- 110. Sánchez, C. I., Niemeijer, M., Kockelkorn, T., Abràmoff, M. D., and van Ginneken, B. (2009). Active learning approach for detection of hard exudates, cotton wool spots, and drusen in retinal images. In Karssemeijer, N. and Giger, M. L., editors, *Medical Imaging 2009: Computer-Aided Diagnosis*, volume 7260 of *Proceedings of SPIE*, page 726011. SPIE.
- 111. Sandeau, J., Kandulla, J., Elsner, H., Brinkmann, R., Apiou-Sbirlea, G., and Birngruber, R. (2008). Numerical modelling of conductive and convective heat transfers in retinal laser applications. *Journal of Biophotonics*, 1(1):43–52.
- 112. Singh, J., Joshi, G. D., and Sivaswamy, J. (2008). Appearance-based object detection in colour retinal images. In *ICIP 2008. 15th IEEE International Conference on Image Processing, 2008.*, pages 1432–1435.
- 113. Smith, R. T., Chan, J. K., Nagasaki, T., Ahmad, U. F., Barbazetto, I., Sparrow, J., Figueroa, M., and Merriam, J. (2005). Automated detection of macular drusen using geometric background leveling and threshold selection. *Archives of Ophthalmology*, 123(2):200–206.
- 114. Smith, R. T., Lee, N., Chen, J., Busuioc, M., and Laine, A. F. (2008). Interactive image analysis in age-related macular degeneration (amd) and stargardt disease (stgd). In 42nd Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers, 2008, pages 651–654.
- 115. Socher, R., Barbu, A., and Comaniciu, D. (2008). A learning based hierarchical model for vessel segmentation. In *5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2008. ISBI 2008.*, pages 1055–1058.
- 116. Sofka, M. and Stewart, C. V. (2006). Retinal vessel extraction using multiscale matched filters, confidence and edge measures. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25(12):1531–1546.

- 117. Staal, J., Abràmoff, M. D., Niemeijer, M., Viergever, M. A., and van Ginneken, B. (2004). Ridge based vessel segmentation in color images of the retina. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(4):501–509.
- 118. Šaltenis, V. and Treigys, P. (2005). Kraujagyslių tinklo išskyrimas akies dugno nuotraukose. In *Biomedicininė inžinerija. Tarptautinės konferencijos medžiaga*, pages 265–268, Kaunas. Technologija.
- 119. Tekorius, T. (1995). Mathematical model of an artery: Method for parameter identification. *Information technology and control*, 1(1):61–64.
- 120. Tekorius, T. (1997). Matematinio kraujagyslės modelio tyrimas. In *Biomedicininė inžinerija* '97, pages 44–47. Kaunas, Technologija.
- 121. Tobin, Jr., K. W., Chaum, E., Govindasamy, V. P., Karnowski, T. P., and Sezer, O. (2006). Characterization of the optic disc in retinal imagery using a probabilistic approach. In Reinhardt, J. M. and Pluim, J. P. W., editors, *Medical Imaging 2006: Image Processing*, volume 6144 of *Proceedings of SPIE*, page 61443F, San Diego, CA, USA. SPIE.
- 122. Tramontan, L. and Ruggeri, A. (2009). Computer estimation of the avr parameter in diabetic retinopathy. In Dössel, O. and Schlegel, W. C., editors, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September* 7 - 12, 2009, Munich, Germany, volume 25/XI of *IFMBE Proceedings*, pages 141–144. Springer.
- 123. Treigys, P. (2005). Kraujagyslių šalinimas spalvotose akies dugno nuotraukose. *Informacijos mokslai*, 34:227–231.
- Treigys, P., Šaltenis, V., Dzemyda, G., Barzdžiukas, V., and Paunksnis, A. (2008). Automated optic nerve disc parameterization. *Informatica*, 19(3):403–420.
- 125. Trucco, E., Azegrouz, H., and Dhillon, B. (2010). Modeling the tortuosity of retinal vessels: Does caliber play a role? *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(9):2239 –2247.
- 126. Uloza, V., Kašėta, M., Pribuišienė, R., Šaferis, V., Jokūžis, V., Gelžinis, A., and Bačauskienė, M. (2008). Quantitative microlaryngoscopic measurements of vocal fold polyps, glottal gap and their relation to vocal function. *Medicina*, 44(4):266–272.
- 127. Walker, R. D., Smith, R. E., Sherriff, S. B., and Wood, R. F. M. (1999). Latex vessels with customized compliance for use in arterial flow models. *Physiological Measurement*, 20(3):277–286.
- 128. Wolffsohn, J. S., Napper, G. A., Ho, S.-M., Jaworski, A., and Pollard, T. L. (2001). Improving the description of the retinal vasculature and patient history taking for monitoring systemic hypertension. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 21(6):441–449.
- 129. Yedidya, T. and Hartley, R. (2008). Tracking of blood vessels in retinal images using kalman filter. In *Digital Image Computing: Techniques and Applications, 2008. DICTA '08.*, pages 52–58.

- Zhang, Y., Hsu, W., and Lee, M. L. (2009). Detection of retinal blood vessels based on nonlinear projections. *Journal of Signal Processing Systems*, 5(1-3):103–112.
- Zhong, P., Zhou, Y., and Zhu, S. (2001). Dynamics of bubble oscillation in constrained media and mechanisms of vessel rupture in swl. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(1):119–134.
- 132. Вагнер, Е. А., Суханов, С. Г., and Аптуков, В. Н. (1986). Сжимаемость стенки сонной артерии человека поражённой атеросклерозом. In *Тезисы докладов международной конференции «Достижения биомеханики в медицине», Рига*, volume 4, pages 78–8.

MOKSLINIŲ PUBLIKACIJŲ DISERTACIJOS TEMA SĄRAŠAS

Mokslinės informacijos instituto (ISI) pagrindinio sąrašo leidiniuose

- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Jegelevičius, Darius; Lukoševičius, Arūnas. Optimal combinations of color space components for detection of blood vessels in eye fundus images // Electronics and Electrical Engineering = Электроника и электротехника = Elektronika ir elektrotechnika. Kaunas : Technologija. ISSN 1392-1215. 2009, nr. 3(91), p. 53-56.
- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Jegelevičius, Darius; Lukoševičius, Arūnas; Špečkauskas, Martynas. Modification of Method for Drusen Detection in Eye Fundus Images // Electronics and Electrical Engineering = Электроника и электротехника = Elektronika ir elektrotechnika. Kaunas : Technologija. ISSN 1392-1215. 2010, nr. 5(101), p. 115-118.

Kituose Mokslinės informacijos instituto (ISI) duomenų bazėse referuojamuose leidiniuose (Proceedings ir kt.)

- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Lukoševičius, Arūnas; Jegelevičius, Darius. Model based investigation of retinal vessel tortuosity as a function of blood pressure: preliminary results // 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society in conjunction with the Biennial Conference of the French Society of Biological And Medical Engineering (SFGBM) (elektroninis išteklius) : August 23-26, 2007, Lyon, France. Piscataway : IEEE, 2007. ISBN 1424407885. p. 6459-6462.
- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Jegelevičius, Darius; Lukoševičius, Arūnas. Recursive algorithm for blood vessel detection in eye fundus images: preliminary results // IFMBE Proceedings (elektroninis išteklius) : 11th International Congress of the IUPESM : World Congress 2009 : Medical Physics and Biomedical Engineering, 7-12 September, 2009, Munich, Germany. Berlin, Heidelberg, New York : Springer. ISSN 1680-0737. 2009, Vol. 25/XI, p. 212-215.

Lietuvos mokslo tarybos patvirtinto sąrašo tarptautinėse duomenų bazėse referuojamuose leidiniuose

- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Jegelevičius, Darius; Daukantaitė, Dalia; Lukoševičius, Arūnas. Estimation of blurring of optic nerve disc margin // IFMBE Proceedings (Elektroninis išteklius) : 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 23-27 November 2008, Antwerp, Belgium. Berlin, Heidelberg, New York : Springer. ISSN 1680-0737. 2008, Vol. 22, p. 621-624.
- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Jegelevičius, Darius; Lukoševičius, Arūnas. Ranking of color space components for detection of blood vessels in eye fundus images // IFMBE Proceedings (Elektroninis išteklius) : 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 23-27 November 2008, Antwerp, Belgium. Berlin, Heidelberg, New York : Springer. ISSN 1680-0737. 2008, Vol. 22, p. 464-467.
- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Jegelevičius, Darius; Lukoševičius, Arūnas. Iteracinis optimizavimu pagrįsto akies dugno kraujagyslių trasavimo metodo variantas // Informacijos mokslai = Information Sciences : mokslo darbai / Vilniaus universitetas. Vilnius : Vilniaus universiteto leidykla. ISSN 1392-0561. 2009, T. 50, p. 347-351.
- Jegelevičius, Darius; Kriščiukaitis, Algimantas; Lukoševičius, Arūnas; Marozas, Vaidotas; Paunksnis, A.; Barzdžiukas, V.; Patašius, Martynas; Buteikienė, Dovilė; Vainoras, Alfonsas; Gargasas, Liudas. Network based clinical decision support system // ITAB 2009 : proceedings of the 9th International Conference on Information Technology & Applications in Biomedicine(elektroninis išteklius), 4-7 November, 2009 Larnaca, Cyprus. Piscataway : IEEE, 2009. ISBN 9781424453795. p. (1-4).

Kituose recenzuojamuose mokslo leidiniuose

Konferencijų pranešimų medžiagoje

- Marozas, Vaidotas; Jegelevičius, Darius; Patašius, Martynas; Lukoševičius, Arūnas. Clinical decision support for ophthalmology-cardiology framework // NCeHT2006 : proceedings of the 6th Nordic Conference on eHealth & Telemedicine, 31 August - 1 September, 2006, Helsinki, Finland. Helsinki : Valopaino Oy, 2006. p. 65-66.
- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Jegelevičius, Darius; Lukoševičius, Arūnas; Barzdžiukas, Valerijus; Spečkauskas, Martynas; Puodžiuvienė, Edita. Comparison of subjective and objective estimations of retinal vessel tortuosity // Biomedicininė inžinerija = Biomedical engineering : tarptautinės konferencijos pranešimų medžiaga / Kauno technologijos universitetas. Kaunas : Technologija, 2006. ISBN 9955251514. p. 171-174.
- Jegelevičius, Darius; Barzdžiukas, Valerijus; Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Lukoševičius, Arūnas. Eye fundus image processing for eHealth diagnostic system // NCeHT2006 : proceedings of the 6th Nordic Conference on eHealth & Telemedicine, 31 August - 1 September, 2006, Helsinki, Finland. Helsinki : Valopaino Oy, 2006. p. 263-264.

- 4. Jegelevičius, Darius; Marozas, Vaidotas; Patašius, Martynas; Barzdžiukas, Valerijus. MATLAB based software for eye fundus image analysis // Biomedicininė inžinerija = Biomedical engineering : tarptautinės konferencijos pranešimų medžiaga / Kauno technologijos universitetas. Kaunas : Technologija, 2006. ISBN 9955251514. p. 163-166.
- Barzdžiukas, Valerijus; Paunksnis, Alvydas; Elinauskaitė, U; Zubaitė, L; Jegelevičius, Darius; Patašius, Martynas. Parameterisation of the normal eye fundus images // NCeHT2006 : proceedings of the 6th Nordic Conference on eHealth & Telemedicine, 31 August - 1 September, 2006, Helsinki, Finland. Helsinki : Valopaino Oy, 2006. p. 265-266.
- Patašius, Martynas; Kupčiūnas, Irmantas; Marozas, Vaidotas; Kopustinskas, Audris. Comparison of methods of estimation of blood vessel diameter // Biomedicininė inžinerija = Biomedical engineering : tarptautinės konferencijos pranešimų medžiaga, 2007 m. spalio 25-26 d, Kaunas / Kauno technologijos universitetas. Kaunas : Technologija, 2007. ISBN 9789955253679. p. 129-132.
- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Kopustinskas, Audris. Preliminary validation of FEM based blood vassel model // Biomedicininė inžinerija = Biomedical engineering : tarptautinės konferencijos pranešimų medžiaga, 2008 m. spalio 23-24 d, Kaunas / Kauno technologijos universitetas. Kaunas : Technologija, 2008. ISBN 9789955255765. p. 70-73.
- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Jegelevičius, Darius; Lukoševičius, Arūnas. Filtering-based method of estimating the clarity of optic disc margin // Biomedical engineering : proceedings of International Conference, 29, 30 October 2009, Kaunas University of Technology. Kaunas : Technologija. ISSN 2029-3380. 2009, p. 157-159.
- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas; Jegelevičius, Darius; Lukoševičius, Arūnas; Špečkauskas, Martynas. Use of optimised colour combinations for drusen detection in eye fundus images // Biomedical engineering : proceedings of International Conference, 29, 30 October 2009, Kaunas University of Technology. Kaunas : Technologija. ISSN 2029-3380. 2009, p. 160-163.

Kitos publikacijos

- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas. Akies dugno kraujagyslių vingiuotumo įverčio priklausomybė nuo kraujagyslių vaizdo skyros // Elektronika ir elektrotechnika: 10-osios Lietuvos jaunųjų mokslininkų konferencijos "Mokslas – Lietuvos ateitis", įvykusios Vilniuje 2007 m. kovo 16 d, medžiaga /Vilniaus Gedimino technikos universitetas. Vilnius : Technika, 2007. ISBN 9789955281849. p. 5-12.
- Patašius, Martynas; Marozas, Vaidotas. Modeliu grįstas kraujagyslės vingiuotumo priklausomybės nuo kraujagyslės matmenų tyrimas // Kompiuterininkų dienos - 2007 : konferencija "IKT mokykloje" / Švietimo informacinių technologijų centras, Lietuvos kompiuterininkų sąjunga. Vilnius : Žara, 2007. ISBN 9789986341796. p. 108-115.

PRIEDAI

1 priedas. Akies dugno kraujagyslių vingiuotumo įverčio patikslinimas

Natūralu liniją parametrizuoti pagal atpažinimo metu gautų taškų numerius, tačiau tokiu atveju parametro vertė priklauso nuo diskretizavimo dažnio (nuo atpažintos kraujagyslės skyros). Todėl nuo jo gali priklausyti ir kai kurie vingiuotumo įverčiai. Lanko-stygos santykis nuo diskretizavimo dažnio tiesiogiai nepriklauso, kaip ir linijos ilgis ar atstumas tarp jos galų. Kreivumas nuo diskretizavimo dažnio taip pat nepriklauso. Tačiau kreivumo išvestinė yra atvirkščiai proporcinga diskretizavimo dažniui. Ją galima normuoti padauginus iš taškų, aprašančių liniją, skaičiaus. Kadangi integralas pagal parametrą yra tiesiogiai proporcingas diskretizavimo dažniui, tad ir integralą reiktų normuoti dalijant iš taškų skaičiaus.

Toliau nagrinėjama skyros įtaka tik įverčiams, gautiems metodu pagrįstu kreivumo išvestinės kvadrato integralu, nes jį naudojant apskaičiuojama kreivumo išvestinė ir integralas pagal parametrą. Šio įverčio teorinė vertė buvo lyginama su vertėmis, gautomis naudojant skaitmeninį diferencijavimą ir integravimą neįvertinus ir įvertinus diskretizavimą. Įvertinant diskretizavimą kreivumo išvestinė padauginama, o integralas padalijamas iš taškų, aprašančių liniją, skaičiaus. Dar vienu atveju linija buvo aproksimuojama splainu, naujai diskretizuojama taip, kad pradinių taškų skaičius padidėtų 10 ir daugiau kartų. Taip pakeistos kreivės vingiuotumas apskaičiuojamas įvertinus naująjį diskretizavimą.

Tyrimo metu akies dugno kraujagyslės buvo imituojamos parabole ir eksponente. Šių kreivių vingiuotumas, keičiant kreivių diskretizavimo žingsnį nuo 0,013 iki 0,3, kito intervale nuo (0; 1).

Tyrimų metu buvo patikrinta, kaip dviejų kreivių – parabolės $y = x^2$ ir eksponentės $y = e^x$ vingiuotumo įverčiai priklauso nuo jų diskretizavimo žingsnio. Skaičiavimams buvo panaudoti taškai, kurių x koordinatės pasiskirsčiusios tolygiai, ir netolygiai pasiskirsčiusieji taškai (praleidžiant kas trečią tašką). Gautos priklausomybės pateiktos 45, 46, 47 ir 48 pav.



45 pav. Apskaičiuoto parabolės vingiuotumo įverčio priklausomybė nuo diskretizavimo žingsnio







47 pav. Apskaičiuoto parabolės vingiuotumo įverčio priklausomybė nuo diskretizavimo žingsnio, kai taškai pasiskirstę netolygiai



48 pav. Apskaičiuoto eksponentės vingiuotumo įverčio priklausomybė nuo diskretizavimo žingsnio, kai taškai pasiskirstę netolygiai

Iš to išplaukia, kad visais išnagrinėtais atvejais vingiuotumo įvertis apskaičiuotas įvertinus diskretizaciją, artėja prie teorinio įverčio, gauto esant
diskretizacijos žingsniui artimam nuliui. Teorinis įvertis pasiekiamas greičiau panaudojus aproksimavimą splainais. Rezultatai su parabole dėl greitesnio artėjimo yra geresni už rezultatus su eksponente. Tai galima paaiškinti tuo, kad naudoti skaitmeninio diferencijavimo ir integravimo metodai yra labiau pritaikyti polinominių, o ne eksponentinių funkcijų išvestinių ir integralų skaičiavimui. Pažymėtina, kad, esant diskretizacijos netolygumams artėjimas prie teorinės vertės nėra labai tolygus, artėjimo procesai išlieka gana panašūs.