

# Pilvo aortos vietos nustatymas krūtinės ąstos tomografinėje nuotraukoje

Aušra Šubonienė

Vilniaus universitetas, Duomenų mokslo ir skaitmeninių technologijų institutas, Akademijos g. 4, LT-08412 Vilnius  
ausra.suboniene@mif.vu.lt

---

**Santrauka.** Kompiuterinė tomografija, kuri naudojama pilvo aortos aneurizmos diagnostikai ir stebėjimui, leidžia vartotojams stebėti aneurizmos būseną paciento kūno skerspjūvio nuotraukų sekoje. Dažnai kompiuterine tomografija grįžtiems diagnostikos įrankiams aortos vieta turi būti nurodoma vartotojo. Darbe aprašomas pilvo aortos vidinių taškų identifikavimo būdas be pradinės aortos vietos išankstinio žymėjimo. Darbe sprendžiami uždaviniai: medicinos vaizdų analizės metodų apžvalga bei parinkimas, pirminis vaizdų apdorojimas pašalinant triukšmą bei išskiriant vaizde esančių objektų kontūrus, aortos aptikimo metodo pasiūlymas. Taip pat pasiūlomas aortos trombo aptikimo metodas, kuriam vartotojas turi pateikti sekos vaizdą, kuriame trombas yra matomas, bet jam nereikia nurodyti tikslios ar apytikslės trombo vietos.

**Raktiniai žodžiai:** Pilvo aortos aneurizma, aortos trombas, medicininių vaizdų analizė, kompiuterinė tomografija.

---

## 1 Įvadas

Pilvo aortos aneurizma yra lėtinė liga, pasireiškianti pilvo aortos išplatėjimu nusilpus jos sienelei, kurios diagnozei bei stebėsenai naudojama kompiuterinė tomografija. Esant pilvo aortos aneurizmai aortos sienelės išsiplėtimas gali būti 1.5 ar daugiau kartų didesnis už normalų aortos skersmenį [1]. Ligai progresuojant išplatėjusi aortos sienelė pasidengia kraujo komponentų sluoksniu, kuris vėliau padidėja iki trombo. Per daug išsiplėtusi aorta gali spausti aplinkinius organus arba plyšti ir sukelti stiprų kraujavimą. Nesukeliantis simptomų, nedidelės aneurizmos yra tik stebimos, periodiškai atliekant tyrimus. Jei aneurizma didelė, didėja ar sukelia simptomus, siekiant išvengti komplikacijų, ligonis būna operuojamas. Plyšus pilvo aortos aneurizmai mirštamumas siekia 85% to 90% [1]. Tokiu atveju atliekama skubi operacija. Plyšus pilvo aortos aneurizmai ir spėjus atlikti operaciją mirtingu-

mas vis tiek išlieka aukštas, apie 33-36% [2], tačiau jei plyšimo išvengiama atliekant operaciją, mirtingumas ženkliai sumažėja iki 1-6% [3].

Šiuo metu pilvo aortos aneurizmos diagnostikoje naudojami metodai užima daug laiko, nes dažnai analizuojant kompiuterinės tomografijos nuotraukas vartotojai nurodo pradinę vietą ar zoną, kurioje yra aorta kiekvienai kompiuterinės tomografijos nuotraukai vaizdų sekoje. Tuomet sukuriamas trimatis aortos modelis, skirtas aneurizmos diagnostikai. Remiantis kraujagyslių chirurgijos draugijos praktikos gairėmis [4] trūksta standartizavimo, nustatančio ligos progresavimo laipsnį ir greitį, o matuojant aortos skersmenį yra didelės paklaidos, nes skersmuo matuojamas rankiniu būdu pagal tam tikrą vartotojo pasirinktą vaizdą. Naudojant šiuo metu pasiekiamus diagnostikos įrankius gaunamas aortos kontrasto trimatis modelis, tačiau į jį neįtraukiamas trombas. Taip sudėtinga įvertinti aortos išsiplėtimą, nes aortos aneurizmos atveju aortos kontrastinę dalį iš šonų dengia susidaręs trombas, kuris plečia aortos sienelę. Taip pat dabartiniai įrankiai netiksliai segmentuoja aortos vidaus taškus, kuomet nuotraukose matosi iš aortos išsišakojančios arterijos ir venos. Kartais kontrasto segmentacijos metu po išsišakojimo toliau sekami ne aortos, o iš aortos išeinančios arterijos ar kontrastu užsipildžiusios venos taškai. Šio darbo tikslas yra aortos bei trombo vidinių taškų identifikacija naudojant vien tik kompiuterinės tomografijos nuotraukas, vartotojui nurodant pradinę aortos vietos. Tai sutrumpintų laiką, skirtą vieno paciento pilvo aortos aneurizmos diagnostikai, kurį gydytojas skiria vienam pacientui naudojant šiuo metu prieinamus aneurizmos diagnostikos įrankius.

Šiame darbe bus naudojami kompiuterinės tomografijos vaizdai, kuriuose pavaizduota aorta bei ją supantis trombas iki aortos išsišakojimo į dvi klubines arterijas. Siekiama aptikti aortos kontrasto bei aplink aortą esančio trombo vidinius taškus iki aortos išsišakojimo į dvi arterijas, bei atskirti ją nuo aplink arteriją esančių kitų struktūrų, tokių kaip stuburas.

## 2 Literatūros apžvalga

Medicininį vaizdų analizėje taikomi įvairūs metodai kompiuterinių tyrimų metu gautų vaizdų segmentacijai atlikti- slenksstinės reikšmės taikymas siekiant išskirti sričių kontūrus ar kontūrų aptikimas taikant diferenciaciją, regiono plėtimas, klasterizavimas, klasifikavimas, neuroniniai tinklai ar matematiniai modeliai. Sprendžiant segmentavimo problemas dažnai naudojami ir keli metodai, siekiant pagerinti segmentavimo rezultatus.

Per ilgą laiką buvo pasiūlyta daug slenkstinės reikšmės metodų, naudojamų biomedicininį vaizdų analizėje bei objektų aptikime ([5], [6]). Tarp jų, vienas efektyviausių vaizdų segmentavimo būdų yra entropija pagrįsti optimizavimo metodai, tokie kaip entropijos maksimizavimas (Kapur metodos) [7] ir kryžminės entropijos minimizavimo metodas [8]. Skaičiavimo efektyvumui pagerinti buvo pasiūlyta daugybė daugiapakopio slenkščio uždavinio metodų ([9], [10]), tačiau tinkamai pasirinkti slenkstines vertes yra sudėtinga. Tai ypač aktualu kompiuterinės tomografijos nuotraukose, kur rezultatai vaizduojami skirtingo intensyvumo pilkais pikseliais ir skirtingi organai gali turėti labai panašias pikselių vertes. Todėl medicininių vaizdų segmentavimui kartu su slenkstinės reikšmės metodu dažnai yra taikomi ir kontūrų aptikimu pagrįsti metodai.

Kontūrų aptikimu pagrįsti segmentavimo metodai yra kuriami remiantis greitu paveikslėlio pikselių intensyvumo vertės pasikeitimu, nes viena intensyvumo vertė nepateikia geros informacijos apie kontūrus. Dažnai kontūrų aptikimo būdai išskiria kontūrus, kur pirmoji išvestinė yra didesnė už tam tikrą slenkstį. Gradiento metodai yra dažnas pasirinkimas kontūrų aptikimui ([11], [12]). Kiti naudojami metodai: Roberts [13], Sobel [14], Prewitt ar Canny [15].

Vaizduose radus kontūrus, segmentacija gali būti atliekama taikant regiono plėtimo metodą. Regiono plėtimas yra paprastas regionu grįstas vaizdų segmentavimo metodas, naudojamas medicininių vaizdų analizėje ([16], [17]). Palyginus su pikselių intensyvumo histograma grįstais segmentavimo metodais, kurie nesuteikia erdvinės informacijos, tik pilkos spalvos intensyvumo lygių pasiskirstymą, taikant regiono plėtimo metodą galima tuo pačiu metu pritaikyti ir erdvinius apribojimus. Pagrindinis regiono plėtimo metodu paremtos segmentacijos trūkumas yra tai, kad regiono plėtimui reikalingas teisingai parinktas pradinis taškas, kas dažnai reikalauja vartotojo veiksmų. Šiai problemai spręsti yra sukurti ir automatiniai pradinio taško parinkimo sprendimai, nors dažnai tai sumažina segmentacijos tikslumą, jei metodas nesuteikia vartotojui klaidų taisymo galimybės ([18], [19]).

Kadangi medicinos vaizdų analizėje analizuojamų objektų formos gali būti iš anksto žinomos (vidaus organų formos, šonkaulių išsidėstymas bei jų kontūras, kraujagyslių skerspjūvis, kaulo forma ir pan.), medicinos vaizdų analizėje geri rezultatai pasiekiami ir naudojant modeliais paremtus metodus. Tokių metodų prielaida yra ta, kad analizuojamose struktūrose vyrauja

iš anksto žinomos formos, todėl galima ieškoti tikimybinio modelio, apibūdinančio tą formą ir jos kitimą.

Kompiuterinės tomografijos vaizdų registracijos problema yra sėkmingai sprendžiama taikant matematinius modelius šonkauliais apriboto ploto identifikacijai bei vaizdų registracijai ([20], [21]). Sukurtas modelis leidžia atlikti sėkmingą kompiuterinės tomografijos vaizdų registraciją net esant posūkio kampo, skalės bei postūmio skirtumams tarp analizuojamų vaizdų. Tai yra ypač aktualu, kuomet kompiuterinės tomografijos nuotraukos daromos naudojant skirtingus kompiuterinės tomografijos įrenginius ar pacientui šiek tiek keičiant poziciją tyrimo metu. Toks modelis taip pat gerai veikia nepriklausomai nuo kontrastinės medžiagos naudojimo ar nenaudojimo tyrimuose. Kiti sėkmingi medicininių vaizdų analizės modeliais paremti metodai apima aktyvių kontūrų modelius (angl. active contour model) ir aktyvios formos modelius (ang. active appearance models) [22], [23], [24].

Atliekant aortos ir trombo segmentaciją aukščiau minėti metodai apjungiami kartu, taip sukuriant aukšto patikimumo vartotojui patogų metodą. Tokio metodo pavyzdys yra [25] sukurtas aortos ir trombo segmentavimo metodas, kuris naudoja ribų sklidimo ir aktyvaus kontūro metodus. Sukurtas metodas buvo įvertintas naudojant 40 kompiuterinės tomografijos vaizdų sekų. Buvo pasiekta stipri koreliacija tarp segmentavimo metu gautų rezultatų ir vertinimui naudotų eksperto segmentuotų vaizdų.

### 3 Duomenys

Analizei buvo naudojami 3 pacientų vaizdai, gauti kompiuterinės tomografijos metu. Kiekvienos kompiuterinės tomografijos nuotraukos dydis 512x512, nuotraukos darytos 2.5 mm intervalu. Nuotraukose ryškiai pavaizduoti šonkauliai, gulimasis paviršius, taip pat aorta bei kitos kraujagyslės, nes tyrimų metu buvo naudota kontrastinė medžiaga.

Kompiuterinės tomografijos metu radiacijos absorbuojamas matuojamas Hounsfield vienetais (HU), kuriuos vėliau reikia perskaičiuoti į pikselių intensyvumą. Taip skirtingo tankio organai, kuriems yra būdingas skirtinga radiacijos sugertis, ekrane atvaizduojami skirtingo intensyvumo pikseliais. Tyrimų metu gauti vaizdai buvo normalizuoti į [0, 255] intervalą, išreiškiant gautus HU į pikselių pilkos spalvos intensyvumą, kuris buvo skaičiuojamas naudojant reikšmes  $L=40$  ir  $W=350$ .

## 4 Aortos ir trombo aptikimo metodai

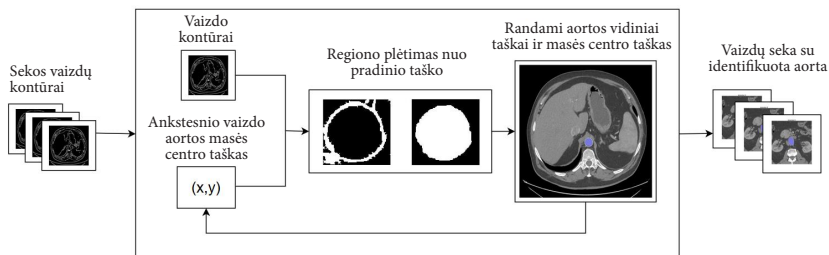
### 4.1 Aortos aptikimas

Aortos ir trombo aptikimui pritaikomi standartiniai vaizdų apdorojimo metodai, tokie kaip triukšmo vaizde pašalinimas naudojant Gauso, medianos, dvišalį bei nelokaliųjų vidurkių filtrus, kontūrų išskyrimas Sobel metodu, morfologinės operacijos, tokios kaip išplėtimas, erozija bei skeletonizacija. Darbe taip pat naudojami klasterizavimo, Hough transformacijos bei regiono plėtimo metodai.

Aortos identifikavimo problemai spręsti buvo pasirinktas regiono plėtimo metodas. Regiono plėtimui reikalingas gerai parinktas pradinis taškas, priklausantis norimam regionui, nuo kurio regionas ir būtų plečiamas. Siekiant išvengti vartotojo įsikišimo ir aortos vidinius taškus rasti automatiškai, pradinis aortos taškas buvo rastas pasinaudojant nuosekliais kompiuterinės tomografijos duomenimis bei aortos anatomija. Atliekant pradinio taško paiešką analizuojant pirmus 10 sekos vaizdų, kiekviename vaizde naudojant Hough transformaciją apskritimams buvo rasti visi apskritimai, kurių spindulys yra tarp 30 ir 70 taškų. Taip buvo rasti ne tik aortą žymintys apskritimai, bet ir kiti apskritimai, žymintys stuburo slankstelius bei organų apvalias dalis. Šie rasti apskritimai buvo klasterizuojami naudojant aglomeratyvų hierarchinį klasterizavimą. Dėl aortos anatominių savybių aortą žymintys apskritimai sudaro klasterį, turinį didžiausią elementų kiekį.

Ne sekos pradžioje esančiuose vaizduose aortos kontūrai gali būti deformuoti apskritimą šiek tiek suplojant. Taip pat vaizduose tampa matomos iš aortos išeinančios kraujagyslės, kurios iškreipia aortos kontūrą. Dėl šių priežasčių tolimesniuose sekos vaizduose naudojant tik Hough transformaciją kontrastui aptikti būtų gaunami netikslūs rezultatai, nes būtų ieškoma tik apskritimų. Todėl segmentacijai buvo pasirinktas regiono plėtimo metodas nuo pradinio taško. Aukščiau minėtos Hough transformacijos bei klasterizacijos metu gautas taškas buvo naudojamas kaip pradinis regiono plėtimo taškas primam sekos vaizdui.

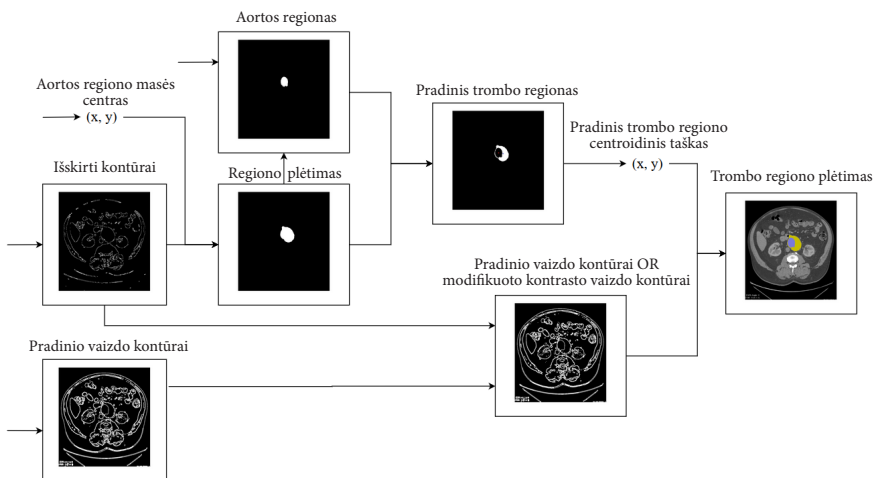
Radus aortos vidinius taškus regiono kontūras buvo patikslintas morfologinėmis operacijomis pašalinant pavienius pikselius, įsiterpusius į regiono vidų. Tuomet buvo randamas segmentuoto regiono masės centro taškas, kuris buvo naudojamas kaip sekančio sekos vaizdo regiono plėtimo pradžios taškas. Aortos kontrasto segmentavimo schema pavaizduota 1 pav.



1 pav. Aortos kontrasto aptikimo schema.

## 4.2 Trombo aptikimas

Trombo identifikavimui buvo nurodytas pradinis vaizdas, kuriame trombo forma aiškiai matoma. Iš pradžių buvo išskirti aortos vidinius taškus bei aortos trombą atitinkančio regiono bendri kontūrai. Tam pradiniam vaizde buvo pašalintas triukšmas naudojant tuos pačius metodus, kaip ir aortos vidinių taškų išskyrimo atveju. Tuomet buvo pakeistas vaizdo taškų intensyvumo reikšmių pasiskirstymas. Turint anksčiau rastą aortos vidinių taškų matricą jos masės centras buvo naudotas bendram trombo ir aortos regionui rasti regiono plėtimo būdu. Iš šio bendro aortos bei trombo regiono



2 pav. Aortos trombo aptikimo schema.

atėmus trombo regiono taškus gautas pradinis trombą žymintis regionas. Radus šio regiono centroidinį tašką, jis buvo panaudotas kaip pradinis taškas trombui rasti.

Kontūrų taškų matrica trombo radimui buvo gauta sudedant pradinio vaizdo kontūrus, naudotus aortos radimui, bei išryškinto trombo regiono kontūrus. Tai buvo reikalinga trombo regiono uždarymui, nes pradinuose regionuose dėl aplink aortą ir trombą esančių detalių trombo sienelės ne visada buvo teisingai identifikuojamos ir kontūrai buvo neuždari. Esant neuždariems kontūrams regiono plėtimo būdu trombas nebūtų teisingai identifikuojamas, įtraukiant į analizuojamą regioną didžiąją dalį visų vaizdo taškų.

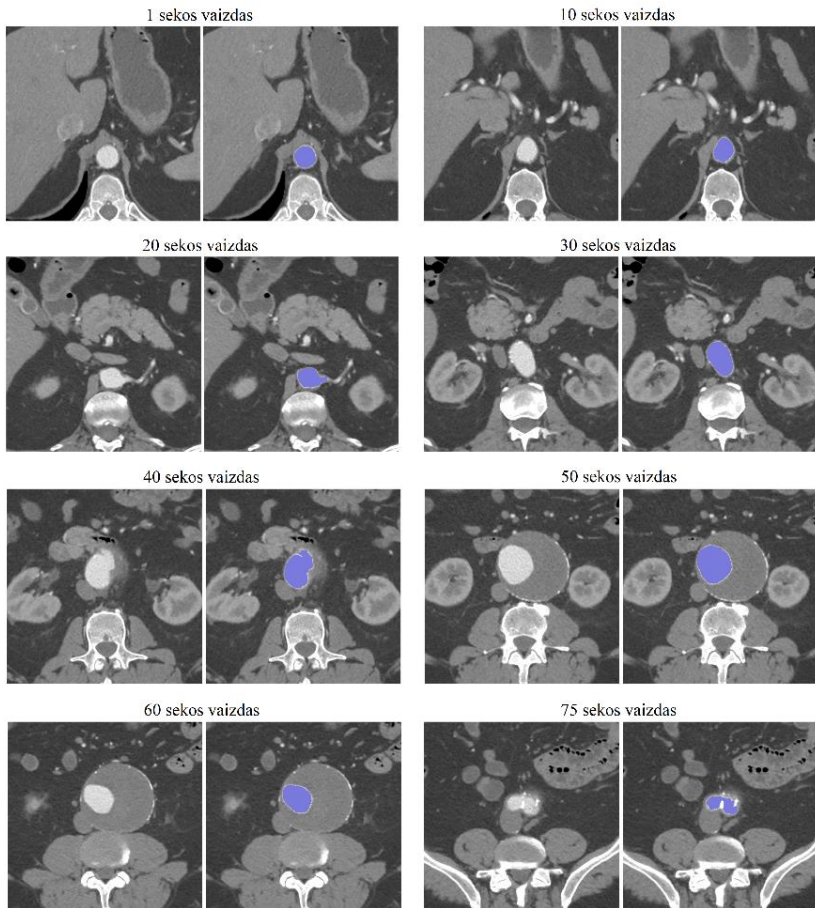
## 5 Rezultatai

Pritaikius aortos aptikimo metodą pacientų kompiuterinės tomografijos vaizdų sekoms buvo segmentuotas aortos kontrasto regionas. Sėkmingai identifikavus aortos vidinius taškus pirmame sekos vaizde, sekančiuose vaizduose aortos vidiniai taškai randami naudojant rasto regiono taškus žyminčią binarinę matricą. Kiekvienam  $n$ -tajam sekos vaizdai naudojama prieš tai buvusio  $n-1$ -ojo vaizdo regiono matrica, kurios svorio centro koordinatės naudojamos kaip  $n$ -tojo vaizdo pradinis taškas regiono plėtimo metodui.

Aortos segmentavimo rezultatai pavaizduoti 3 pav. Matoma, kad algoritmas sugebėjo sėkmingai segmentuoti aortos kontrasto regioną vaizdų sekoje iki aortos išsišakojimo. Sėkmingai atpažįstamas ne tik apskritimo formos aortos vaizdas, bet ir deformuotas į ovalą ar vaizdas su matomu aortos išsišakojimu į kitas kraujagysles. Tirtuose vaizduose atliekant aortos segmentavimą atpažintas regionas nenuklysta į šalia esančias besijungiančias kraujagysles.

3 pav. pirmame vaizde aortos taškai aiškiai matomi ir gerai išskirti. Aorta yra beveik taisyklingo apskritimo formos, jai rasti buvo naudojamas Hough transformacijos būdu gautų apskritimų hierarchinės klasterizacijos rezultatai. Dešimtame vaizde aorta yra šiek tiek deformuotos formos, iš šonų suspausta viršutinėje jos dalyje, tačiau taškų radimas taip pat buvo sėkmingas, nes nebuvo reikalaujama, kad artos regionas būtų panašus į taisyklingą apskritimą. Regionui rasti buvo naudotas prieš tai sekoje buvusio 9 vaizdo aortos regioną identifikuojančios matricos masės centras. 20 vaizde matoma aorta bei iš jos išsišakojanti kraujagyslė. Ieškant aortos vidinių taškų

kų kraujagyslės pradžia taip pat buvo identifikuota kaip priklausanti aortai. 30 vaizde matomas aortos linkio skerspjūvis, dėl kurio aortos forma vaizde tampa labai suspausto apskritimo formos, tačiau jos vidinių taškų identifikacija buvo taip pat sėkminga. 40 vaizde pavaizduota aortos vidinis regionas bei jį supančio trombo pradžia, kuris gerai matomas 50 ir 60 vaizduose. Paskutiniame 75 vaizde atvaizduotas sėkmingai atpažintas paskutinis aortos skerspjūvis iki jos išsišakojimo.

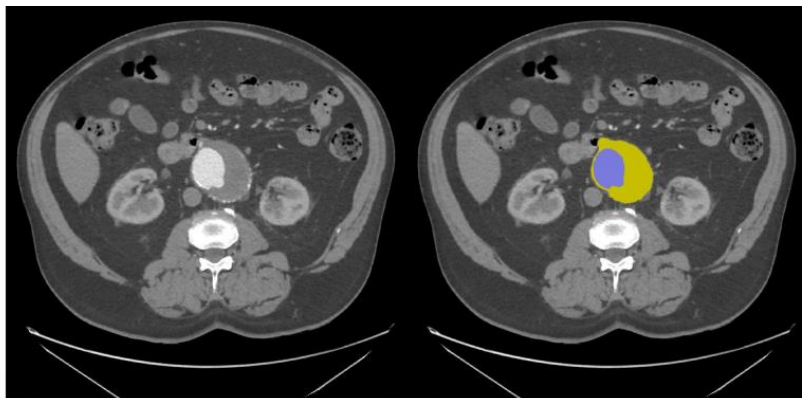


**3 pav.** Aortos kontrasto regiono segmentavimo rezultatai.



Turint anksčiau rastą aortos vidinių taškų matricą jos masės centras buvo naudotas bendram trombo ir aortos regionui rasti regiono plėtimo būdu. Iš šio bendro aortos bei trombo regiono atėmus trombo regiono taškus gautas pradinis trombą žymintis regionas. Radus šio regiono centroidinį tašką, jis buvo panaudotas kaip pradinis taškas trombui rasti.

Kontūrų taškų matrica trombo radimui buvo gauta sudedant pradinio vaizdo kontūrus, naudotus aortos radimui, bei išryškinto trombo regiono kontūrus. Tai buvo reikalinga trombo regiono uždarymui, nes pradiniuose regionuose dėl aplink aortą ir trombą esančių detalių trombo sienelės ne visada buvo teisingai identifikuojamos ir kontūrai buvo neuždari. Esant neuždariems kontūrams regiono plėtimo būdu trombas nebūtų teisingai identifikuojamas, įtraukiant į analizuojamą regioną didžiąją dalį visų vaizdo taškų. Naudojant išryškinto aproksimuoto trombo regiono centroidinį tašką kaip regiono plėtimo pradžios tašką pradinio vaizdo kontūruose buvo gautas rezultatas, pavaizduotas 4 pav. violetine spalva pažymėti rasti aortos vidaus taškai, o geltona – aplink aortos vidų esantis trombas. 4 pav. matomas teisingai segmentuotas aortos kontrasto regionas bei beveik teisingai segmentuotas trombo regionas.



**4 pav.** Aortos kontrasto ir trombo regiono segmentavimo rezultatas.

Trombo segmentavimo rezultatai nėra tokie tikslūs kaip kontrasto segmentavimo atveju. Segmentuojant trombą jo vaizdo taškų intensyvumas yra labai panašus į kitų šalia esančių anatominių struktūrų, tokių kaip rau-

menys ar kiti organai. Todėl trombo kai kur trombo kraštai nėra pilnai segmentuojami. 4 pav. trombo regiono apačioje aortos sienelė nėra vientisai sujungta su trombu, atsiranda nenatūralus banguotas kraštas. Taip pat trombo regionui jo viršuje priskiriami ne jam priklausantys taškai, kurių intensyvumas yra labai panašus į trombo taškų intensyvumą.

## 6 Išvados

Šiame darbe buvo sukurtas aortos vidaus taškų identifikavimo būdas, nereikalaujant vartotojo įsikišimo. Aortos centras randamas automatiškai pasinaudojant Hough transformacija apskritimams, hierarchiniu klasterizavimu bei regiono plėtimo metodu. Tokiam aortos aptikimui reikalinga informacija iš kelių vienas po kito sekoje esančių kompiuterinės tomografijos vaizdų, siekiant rasti aortos centrą bei atskirti jį nuo stuburo. Šis aortos radimas yra patogesnis vartotojui, nes nereikalauja jo laiko, žinių ir pastangų sėkmingam aortos identifikavimui, tačiau aortos radimui reikia daugiau duomenų – neužtenka tik pirmo vaizdo kompiuterinės tomografijos vaizdų sekoje.

Taip pat buvo sėkmingai išskirtas aortos trombas, nurodant pradinį vaizdą sekoje, nuo kurio jo reikia ieškoti. Trombui išskirti buvo panaudota informacija apie anksčiau rastą aortos vidaus taškų centrą, todėl trombas taip pat buvo identifikuojamas be vartotojo nurodymo, kuri vaizdo dalis žymi trombą, ar kokiu pikselių intensyvumu trombas yra atvaizduojamas. Tolimesniuose tyrimuose siekiant trombo išskyrimą atlikti be vartotojo įsikišimo (kaip tai buvo daroma aortos vidaus taškų atveju) būtų būtina rasti sprendimą, kaip atpažinti vaizdą, kuriame yra aiškiai matomas trombas. Galbūt tai būtų galima padaryti naudojant pikselių intensyvumo histogramą regionui, esančiam aplink aortos vidinius taškus, ir ieškant vaizdo, kuriame pikseliai būtų aiškiai suskirstyti į vieną ar dvi klases. Aplink aortą esančios kitos struktūros bei vaizdo fonas lemia didelius pikselių intensyvumo skirtumus. Tačiau vaizdo su trombu atveju aplink aortos vidaus taškus tam tikru spinduliu esantys pikseliai turėtų beveik vienodas intensyvumo reikšmes didžiąjai daliai tokių pikselių. Šiam metodui pilnai ištirti reikia atlikti detalesnę analizę, tačiau potencialiai jis leistų identifikuoti trombą kompiuterinės tomografijos vaizdų sekoje be vartotojo įsikišimo.

Tolimesniuose tyrimuose šioje temoje bus siekiama tobulinti aortos vidaus taškų bei aortos trombo aptikimo metodus. Šiame darbe naudoti vaizdai, kuriuose aorta vaizduojama iki išsišakojimo į dvi klubines arterijas. Atei-

tyje planuojama tęsti tyrimus bei identifikuoti aortos vidaus taškus po jos išsišakojimo, bei sukurti trimatę aortos bei joje esančio trombo vizualizaciją.

## Literatūra

- [1] Kent, K. C. (2014). Abdominal aortic aneurysms. *New England Journal of Medicine*, 371(22), 2101-2108.
- [2] Ramkumar, N., Suckow, B. D., Arya, S., Sedrakyan, A., Mackenzie, T. A., Goodney, P. P., & Brown, J. R. (2020). Association of Sex With Repair Type and Long-term Mortality in Adults With Abdominal Aortic Aneurysm. *JAMA Network Open*, 3(2), e1921240-e1921240.
- [3] Greenhalgh, R. M., Brown, L. C., Epstein, D., Kwong, G. P. S., Powell, J. T., & Sculpher, M. J. (2005). Endovascular aneurysm repair and outcome in patients unfit for open repair of abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 2): randomised controlled trial. *Lancet*, 365(9478), 2187-2192.
- [4] Chaikof, E. L., Dalman, R. L., Eskandari, M. K., Jackson, B. M., Lee, W. A., Mansour, M. A., Mastracci, T.M., Mell, M., Murad, M.H., Nguyen, L.L. and Oderich, G.S. & Starnes, B. W. (2018). The Society for Vascular Surgery practice guidelines on the care of patients with an abdominal aortic aneurysm. *Journal of vascular surgery*, 67(1), 2-77.
- [5] Barbieri, A. L., De Arruda, G. F., Rodrigues, F. A., Bruno, O. M., & da Fontoura Costa, L. An entropy-based approach to automatic image segmentation of satellite images. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 390(3), 512-518, 2011.
- [6] Maitra, M., & Chatterjee, A. A novel technique for multilevel optimal magnetic resonance brain image thresholding using bacterial foraging. *Measurement*, 41(10), 1124-1134, 2008.
- [7] Kapur, J. N., Sahoo, P. K., & Wong, A. K. A new method for gray-level picture thresholding using the entropy of the histogram. *Computer vision, graphics, and image processing*, 29(3), 273-285, 1985.
- [8] Kullback, S. *Information theory and statistics*. Courier Corporation, 1997.
- [9] Sathya, P. D., & Kayalvizhi, R. Optimal multilevel thresholding using bacterial foraging algorithm. *Expert Systems with Applications*, 38(12), 15549-15564, 2011.
- [10] Chander, A., Chatterjee, A., & Siarry, P. A new social and momentum component adaptive PSO algorithm for image segmentation. *Expert Systems with Applications*, 38(5), 4998-5004, 2011.
- [11] Jain, A. K. *Fundamentals of digital image processing*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 2004.
- [12] Kekre, H. B., Sarode, T. K., & Raul, B. (2008). Color image segmentation using Kekre's algorithm for vector quantization. *International Journal of Computer Science (IJCS)*, 3(4), 287-292.
- [13] Roberts, L. G. *Machine perception of three-dimensional solids* (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology), 1963.
- [14] Gupta, S., & Mazumdar, S. G. Sobel edge detection algorithm. *International journal of computer science and management Research*, 2(2), 1578-1583, 2013.
- [15] Kumar, M., & Saxena, R. Algorithm and technique on various edge detection: A survey. *Signal & Image Processing*, 4(3), 65, 2013.
- [16] Pan, Z., & Lu, J. A Bayes-based region-growing algorithm for medical image segmentation. *Computing in science & Engineering*, 9(4), 32-38, 2007.

- [17] Mubarak, D. M. N., Sathik, M. M., Beevi, S. Z., & Revathy, K. A hybrid region growing algorithm for medical image segmentation. *International Journal of Computer Science & Information Technology*, 4(3), 61, 2012.
- [18] Shan, J., Cheng, H. D., & Wang, Y. A novel automatic seed point selection algorithm for breast ultrasound images. In *2008 19th International Conference on Pattern Recognition* (pp. 1-4). IEEE, 2008.
- [19] Mohammed, M. A., Ghani, M. K. A., Hamed, R. I., Abdullah, M. K., & Ibrahim, D. A. Automatic segmentation and automatic seed point selection of nasopharyngeal carcinoma from microscopy images using region growing based approach. *Journal of Computational Science*, 20, 61-69, 2017.
- [20] Bilinskas, M. J., Dzemyda, G., & Trakymas, M. Feature-Based Registration of Thorax CT Scan Slices. *Informatica*, 28(3), 439-452, 2017.
- [21] Bilinskas, M. J., Dzemyda, G., & Trakymas, M. Approximation of the ribs-bounded contour in a tomography scan slice. *International Journal of Information Technology & Decision Making*, 17(01), 83-102, 2018.
- [22] Geurts, A., Sakas, G., Kuijper, A., Becker, M., & von Landesberger, T. Visual comparison of 3d medical image segmentation algorithms based on statistical shape models. In *International Conference on Digital Human Modeling and Applications in Health, Safety, Ergonomics and Risk Management*, pp. 336-344, Springer, Cham, 2015.
- [23] Schmid, J., Kim, J., & Magnenat-Thalmann, N. Robust statistical shape models for MRI bone segmentation in presence of small field of view. *Medical image analysis*, 15(1), 155-168, 2011.
- [24] Albrecht, T., Lüthi, M., Gerig, T., & Vetter, T. Posterior shape models. *Medical image analysis*, 17(8), 959-973, 2013.
- [25] Lareyre, F., Adam, C., Carrier, M., Dommerc, C., Mialhe, C., & Raffort, J. (2019). A fully automated pipeline for mining abdominal aortic aneurysm using image segmentation. *Scientific reports*, 9(1), 1-14.