



**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS**  
**ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS**

**Agnė Gaubytė**

**SMILKININIO APATINIO ŽANDIKAULIO SĄNARIO  
VIZUALIZAVIMO, NAUDOJANT BMR VAIZDUS, TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

**Vadovas**

Doc. dr. Darius Jegelevičius

**KAUNAS, 2015**

**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS**

**ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS**

**ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA**

**SMILKININIO APATINIO ŽANDIKAULIO SĄNARIO  
VIZUALIZAVIMO, NAUDOJANT BMR VAIZDUS, TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas  
Biomedicininė inžinerija (kodas 621H16001 )

**Vadovas**

(parašas) Doc. dr. Darius Jegelevičius

(data)

**Recenzentas** Andrius Sakalauskas

(parašas)

(data)

**Projektą atliko**

(parašas) Agnė Gaubytė

(data)

**KAUNAS, 2015**



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos

(Fakultetas)

Agnė Gaubytė

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija, 621H16001

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Smilkininio apatinio žandikaulio sąnario vizualizavimo, naudojant BMR vaizdus, tyrimas“

### AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

2015 m. gegužės 20 d.  
Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Agnės Gaubytės** baigiamasis projektas tema „Smilkininio apatinio žandikaulio sąnario vizualizavimo, naudojant BMR vaizdus, tyrimas“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

\_\_\_\_\_  
(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

\_\_\_\_\_  
(parašas)

Gaubytė, A. Smilkininio apatinio žandikaulio sąnario vizualizavimo, naudojant BMR vaizdus, tyrimas. *Magistro* baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Darius Jegelevičius; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas, Elektronikos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2015. 56 psl.

## **SANTRAUKA**

*Smilkininis apatinio žandikaulio sąnarys (SAŽS) — sudėtingiausias sąnarys žmogaus organizme. SAŽS — sudarytas iš keleto dalių, kurios viena su kita sąveikaudamos atlieka rotacinį judesį, kurio dėka apatinis žandikaulis gali judėti. SAŽS sutrikimai yra antra pagal dažnumą priežastis, kuri sukelia burnos ir veido skausmus. Pagrindinė sąnario funkcijos sutrikimo priežastis yra susijusi su sąnario disko patologijomis, dėl kurių sutrinka žandikaulio sąnario rotacinė funkcija. Diagnozuoti žandikaulio sąnario sutrikimus yra sudėtinga, nes jaučiamas skausmas dažnai yra klaidingai siejamas su dantų, žandikaulio kaulo skausmu. Dėka neinvazinės diagnostikos technologijų progreso, šiandien galima gauti vidinių organų vaizdus be chirurgo intervencijos. SAŽS vaizdinimo aukso standartu yra laikomi BMR tomografu gauti duomenys. Remiantis šiais duomenimis, galima atlikti segmentavimą ir gauti SAŽS modelį, kuris padėtų diagnozuoti patologiją. Pagrindinė problema, jog SAŽS sąnarys yra mažas, todėl segmentavimas turi būti atliekamas preciziškai, tačiau vaizde esantis triukšmas apsunkina segmentavimą. Šio darbo tikslas sumažinti vaizde esantį triukšmą ir atlikti SAŽS segmentavimą. Gauti rezultatai leidžia daryti išvadą, jog triukšmo mažinimui ir objekto ir fono ribų ryškinimui tinkamiausi filtrai yra projektuoti dažnių srityje. Gauti SAŽS segmentacijos prasti rezultatai leidžia padaryti išvadą, jog pasirinktas Otsu metodas nėra tinkamas SAŽS segmentavimui.*

*Reikšminiai žodžiai (iki 8 žodžių): SAŽ sąnarys, triukšmo mažinimas, BMR vaizdai*

Gaubytė, Agnė. Research of imaging of temporomandibular joint using NMR images. Final project of *Masters degree* / supervisor doc. dr. Darius Jegelevičius; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of electronic engineering.

Kaunas, 2015. 56 psl.

## **SUMMARY**

*Temporomandibular joint is joint is the most complicated joints in the human body. Temporomandibular joint is composed of several parts, which interacts with each other and performs a rotary motion, which allows the lower jaw movement. Temporomandibular joint disorders are the second most frequent causes of oral and facial pain. The main causes of joint dysfunction is associated with joint disc pathologies due to the jaw joint rotation function is disrupted. The diagnosis of temporomandibular joint disorders is complex, because the pain is often mistakenly associated with the dental, mandible pain. Today it is possible to obtain images of internal organs without surgical intervention thanks to technological advances in non-invasive diagnostics. NMR tomography images are considered to be the gold standard of temporomandibular joint images. Based on this data, it is possible to perform segmentation and get joint model, which helps to diagnose a pathology. The main problem that joint is so small, that's why the segmentation must be carried out with high precision, and small noise gives high distortion level. The main goals of this work are to reduce noise and carry out joint's segmentation. The results allow to conclude that filters designed in frequency domain give the best results in noise reduction and make the sharpest boundary between an object and a background. Poor segmentation results allow to conclude that the Otsu method is not suitable for segmentation.*

*Keywords (up to 8 words): Temporomandibular joint, noise reduction, NMR images*

## **TEKSTE NAUDOJAMŲ SANTRUMPŲ SĄRAŠAS**

SAŽS — Smilkininio apatinio žandikaulio sąnarys

BMR — branduolių magnetinis rezonansas

RIR — ribotos impulsinės reakcijos

# TURINYS

Tekste naudojamų santrumpų sąrašas.....	6
Įvadas.....	8
1 Teorijos, susijusios su SAŽS, apžvalga .....	9
1.1 SAŽS struktūros, patologijų ir problemos analizė.....	9
1.1.1 SAŽS struktūra .....	9
1.1.2 Žandikaulio sąnario patologijos .....	11
1.2 Magnetinio branduolių rezonanso vaizdinimo principas.....	15
1.3 Smilkininio apatinio žandikaulio sąnario BMR tomografo duomenų apdorojimas .....	17
1.3.1 Triukšmo šalinimas BMR vaizduose.....	17
1.3.2 SAŽS segmentavimas.....	17
2 Problema, darbo tikslas bei uždaviniai.....	23
3 Eksperimentinė dalis .....	24
3.1 Triukšmo mažinimas SAŽS BMR vaizduose.....	24
3.1.1 Triukšmo mažinimas taikant Symlet irCoiflet vilneles .....	26
3.1.2 Triukšmo mažinimas taikant vidurkio filtrą .....	28
3.1.3 Triukšmo mažinimas taikant medianos filtrą .....	31
3.1.4 Triukšmo mažinimas taikant langų metodą.....	33
3.1.5 Triukšmo mažinimas taikant Gauso filtrą .....	36
3.1.6 Triukšmo mažinimas taikant Wiener'io filtrą .....	38
3.1.7 Triukšmo mažinimo metodų tarpusavio palyginimas .....	41
3.1.8 Skyriaus apibendrinimas .....	46
3.2 SAŽS segmentavimas .....	48
3.2.1 Segmentavimo algoritmas .....	49
3.2.2 Skyriaus apibendrinimas .....	51
4 Išvados.....	53
4.1 Darbą apibendrinančios išvados .....	53
4.2 Galimos tolimesnių tyrimų kryptys .....	53
5 Literatūra .....	54

## IVADAS

Smilkininis apatinio žandikaulio sąnarys (SAŽS) yra pats sudėtingiausias sąnarys žmogaus organizme [1]. Šis sąnarys yra sudarytas iš keleto dalių, kurios viena su kita sąveikaudamos atlieka rotacinį judesį, kurio dėka apatinis žandikaulis gali judėti [2]. Pagrindinė sąnario funkcijos sutrikimo priežastis yra susijusi su sąnario disko patologijomis, dėl kurių sutrinka žandikaulio sąnario rotacinė funkcija [1,2]. Diagnozuoti žandikaulio sąnario sutrikimus yra sudėtinga, nes jaučiamas skausmas dažnai yra klaidingai siejamas su dantų, žandikaulio kaulo skausmu [3]. Galvos skausmas — tai dar vienas bendras simptomas, kuris pasireiškia periodiškai visiems žmonėms, tačiau kuomet jis yra stiprus ir nuolatinis, gali sukelti rimtų problemų. Yra pastebėta, jog žmonėms, kurie kreipiasi į dantistą dėl galvos skausmų, dažniausiai diagnozuojamas žandikaulio sąnario funkcijos sutrikimas. Žandikaulio sąnario sutrikimai yra antra pagal dažnumą priežastis, kuri sukelia burnos ir veido skausmus. Šie sutrikimai yra siejami su skausmu, sąnario garsais (traškesiais), bei sutrikusia žandikaulio funkcija. Siekiant tiksliai diagnozuoti patologiją, ypač naudingi žandikaulio sąnario 3D vaizdai [2]. Dėka neinvazinės diagnostikos technologijų progreso, šiandien galima gauti vidinių organų vaizdus be chirurgo intervencijos. Medicinoje populiariausi neinvaziniai vaizdinimo metodai yra: sonograma, rentgeno tyrimas, kompiuterinis tomografas, magnetinis branduolių rezonanso tomografas. Sonogramos veikimo principas pagrįstas ultragarso fizikinėmis savybėmis, tačiau šio metodo pagrindinis trūkumas — labai stiprus triukšmas, kuris iškraipo duomenis, be to reikalingi kvalifikuoti darbuotojai, kurie, nepaisant didelio triukšmo lygio, galėtų atpažinti organus ir teisingai interpretuoti tyrimo rezultatus. Priešingai nei sonogramoje, rentgeno tyrimo bei kompiuterinių tomografų tyrimų duomenyse yra žymiai mažiau pašalinio triukšmo, tačiau jų pagrindinis trūkumas — jonizuojanti spinduliuotė, kuri yra žalinga, o apšvitos dozės yra ribojamos [4]. Be to, siekiant gauti sąnarinio disko vaizdus iš principo negalima atlikti diagnozės taikant kompiuterinį tomografą, nes sąnario diskas yra minkštas audinys, todėl jis nepasižymi kontrastu vaizdinant [1]. Magnetinio rezonanso tomografu gauti vaizdai nėra tokie triukšmingi, kaip sonogramos tyrimo metu, ir svarbiausia, jog pacientas nėra veikiamas jonizuojančia spinduliuote, kaip kompiuterinio tomografo tyrimo metu [4]. Dėl šių priežasčių magnetinio rezonanso vaizdinimas yra bendras diagnostinis metodas, kuris yra laikomas aukso standartu, vaizdinant žandikaulio sąnarį, nes įgalina įvertinti disko ir po juo esantį viršutinio žandikaulio sąryšį bei konstatuoti disko poslinkį [3].

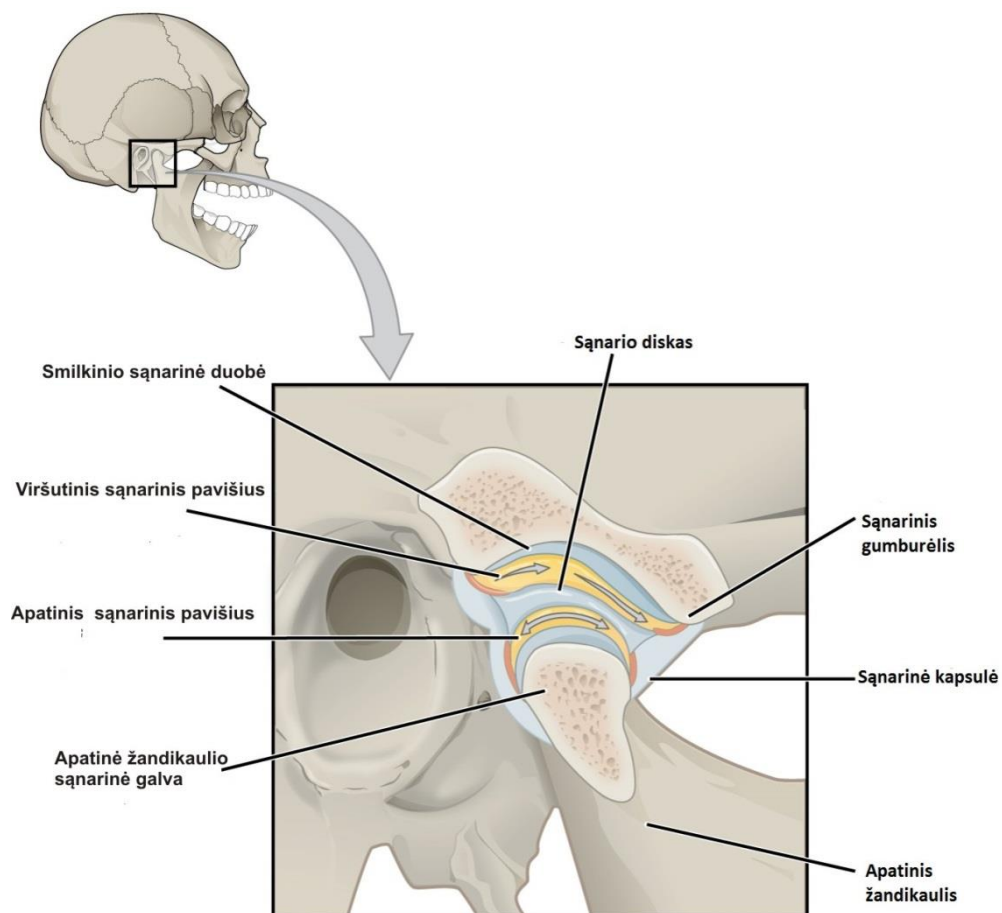


# 1 TEORIJS, SUSIJUSIOS SU SAŽS, APŽVALGA

## 1.1 SAŽS struktūros, patologijų ir problemos analizė

### 1.1.1 SAŽS struktūra

SAŽS — tai jungtis tarp smilkinkaulio sąvarnės duobės ir apatinio žandikaulio sąvarnės sąvarnės ataugos [5]. Funkciškai SAŽS — sudėtinis sąvarnys, sudarytas iš keturių sąvarnių paviršių: smilkinkaulio sąvarnės duobės, apatinio žandikaulio sąvarnės galvos bei viršutinio ir apatinio sąvarnės disko paviršių (1.1 pav.). Be dviejų kaulinių struktūrų, trečio, neosifikuoto, kaulo vaidmenį sąvarnyje atlieka sąvarnis diskas, dalijantis sąvarnį į du aukštus. Apatiniame aukšte sąveikauja apatinio žandikaulio sąvarnės ataugos sąvarnis paviršius ir disko apatinis paviršius, o viršutiniame smilkinkaulio sąvarnės duobės sąvarnis paviršius ir disko viršutinis paviršius. Apatiniame aukšte vyksta rotacinis, o viršutiniame — slydimo (transliacinis) judesys [5, 6, 7].



1.1 pav. SAŽS struktūra, pozicija kaukolėje [8]

Kadangi vienos pusės SAŽS judesys negalimas be judesio priešingoje pusėje, sąnarys vadinamas derintiniu [5].

**Smilkinkaulio sąnariniai elementai.** Didžiausia SAŽS dalis yra smilkinkaulio sąnarinė duobė, išgaubta struktūra, esanti tarp užpakalinio sąnarinio gumburėlio paviršiaus ir užsąnarinio gumburėlio. Pastarasis yra riba tarp sąnarinės duobės ir išorinės klausomosios landos. Sąnarinės duobės srityje esantis kaulas yra labai plonas, todėl ši SAŽS sritis nepritaikyta funkcei apkrovai [5].

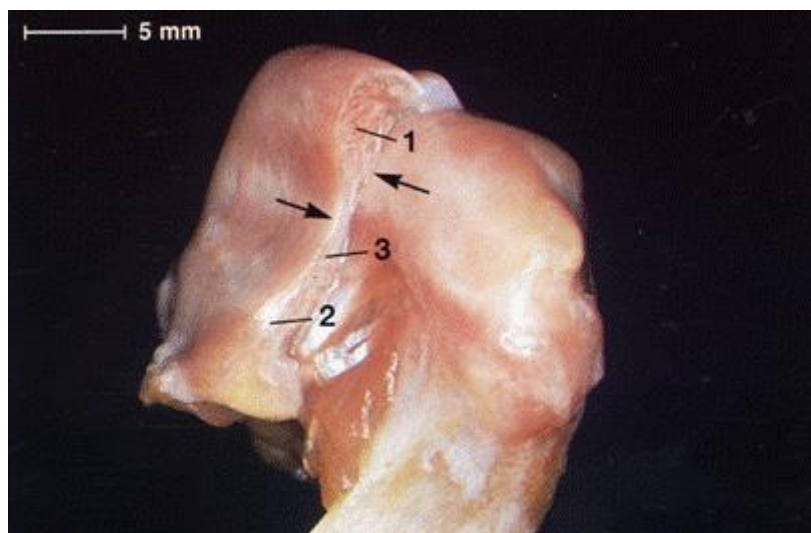
Priekinėje sąnarinės duobės dalyje yra sąnarinis gumburėlis, kurį sudaro storas kompaktinis kaulas, todėl šiai daliai tenka pagrindinė SAŽS funkcinė apkrova [5].

**Sąnario priedai (kremzlė, sinovijos).** SAŽS sudaro dviejų tipų audiniai: sąnarinė kapsulė bei sinovijos. Tarpas tarp šių dviejų struktūrų yra pripildytas sinovinio skysčio. SAŽS sąnarys skiriasi nuo kitų sinovinių sąnarių tuo, kad sąnarinę galvą ir sąnarinę duobę dengia standaus fibrozinio audinio kremzlė. Esant funkcei apkrovai, ši fibrozinė kremzlė geba regeneruoti ir remodeliuotis. Fibrozinės kremzlės gilesniuose sluoksniuose esti ląstelių proliferacijos zona, kurios elementai gali diferencijuotis tiek į kremzlinį, tiek į kaulinį audinį. Daugiausia funkcinį pokyčių stebima šioje zonoje [7,9].

Vidinį sąnarinės kapsulės paviršių iškloja sinovinė membrana — plonas, lygus, gerai įnervuotas, tačiau nepadengtas epitelium kraujagyslinis audinys [10]. Sveikame SAŽS yra iki 2 ml sinovinio skysčio. Pastarasis dalyvauja sąnario tepimo procese, smulkių sąnario šiukšlių fagocitozėje bei sąnarinės kremzlės mitybos procesuose [5].

**Sąnarinis diskas.** Sąnarinis diskas yra standaus fibrozinio jungiamojo audinio struktūra, esanti tarp smilkinkaulio ir apatinio žandikaulio sąnarių elementų. Tai spaudimą absorbuojanti SAŽS struktūra. Sagitaliniame pjūvyje diske skiriamos trys zonos: priekinė, centrinė tarpinė ir užpakalinė. Tarpinė zona — ploniausia disko dalis. Šioje dalyje disko storis yra apie 1-2 mm, kraštuose — 3-4 mm. Tarpinė zona — pagrindinė sritis, kurioje vyksta funkcijos tarp smilkinkaulio ir apatinio žandikaulio sąnarių paviršių. Sąnarinis diskas yra lankstus, todėl geba prisitaikyti prie sąnarių paviršių, išlygindamas jų nekongruentiškumą [5, 11].

**Retrodiskiniai audiniai.** Už sąnario disko yra retrodiskinė zona, o kurioje yra gerai įnervuoti bei vaskuliarizuoti retrodiskiniai audiniai (1.2 pav.). Viršutinė retrodiskinių audinių dalis turi kolageninių ir elastinių skaidulų. Ši sritis riboja priekinį judesį maksimalaus transliacinio judesio metu ir lemia pasyvią disko retrakciją susičiaupiant [5, 6, 7, 12]. Apatinėje dalyje yra apatinė retrodiskinė plokštelė, ją pagrinde sudaro kolageninės skaidulos. Retrodiskinė plokštelė riboja priekinę sąnarinio disko rotaciją ant sąnarinės galvos [5].



1.2 pav. Sagitalinis disko pjūvis. 1 — užpakalinė disko zona; 2 — priekinė disko zona; 3 — tarpinė disko zona [5]

**Raiščiai.** SAŽS raiščiai sudaryti iš kolageninių skaidulų. Jie riboja sąvarinės galvos ir (arba) disko judesius. SAŽ sąvarys tvirtinasi trijų tipų raiščių pagalba. Pirmojo tipo — kolateraliniai (funkciniai) raiščiai, jie fiksuoja diską ant sąvarinės galvos bei riboja sąvarinės galvos rotacinį judesį disko atžvilgiu. Į kolateralinius disko raiščius įsipina sąvarinė kapsulė, kuri iš visų pusių supa sąvarį. Kapsulė apsaugo sąvarį nuo šoninių bei žemyn veikiančių jėgų, bei išlaiko sinovinį skystį abiejuose sąvario aukštuose. Kiti du poriniai raiščiai — pleištiniai žandikaulio raiščiai (pridėtiniais raiščiais); jie pasyviai riboja apatinio žandikaulio judesius [5].

### 1.1.2 Žandikaulio sąvario patologijos

Nemaža dalis į gydymo įstaigas besikreipiančių žmonių skundžiasi įvairaus pobūdžio veido, galvos ir žandikaulių skausmais, atsirandančiais kramtant, žiojantis ar kalbant. Kiti žmonės kreipiasi dėl SAŽS ar ausų srityje kylančių garsų: įvairaus pobūdžio traškesių, spragsėjimo ar girgždėjimo. Treti skundžiasi ir skausmais, ir patologiniais garsais veido ir žandikaulių srityse [5]. Visi šie nusiskundimai ir jų deriniai yra SAŽS disfunkcinio sindromo simptomai ir jų variantai. Klinikinė SAŽS disfunkcijos sindromo reikšmė yra ganėtinai didelė [5].

SAŽS disfunkcijos sindromas pasireiškia nuo 5 iki 30 proc. populiacijos gyventojų. Kliniškai reikšmingi skausmo atvejai sudaro ne mažiau 5 proc., o ne mažiau 2 proc. asmenų reikalingas gydymas. Kur kas dažniau serga 15-50 metų amžiaus moterys; palyginti su vyrais, santykis yra 4:1. Nors liga gana paplitusi, tik 10-15 procentų asmenų, turinčių nusiskundimų, reikia vienaip ar kitaip gydyti [5, 9, 13, 14, 15].

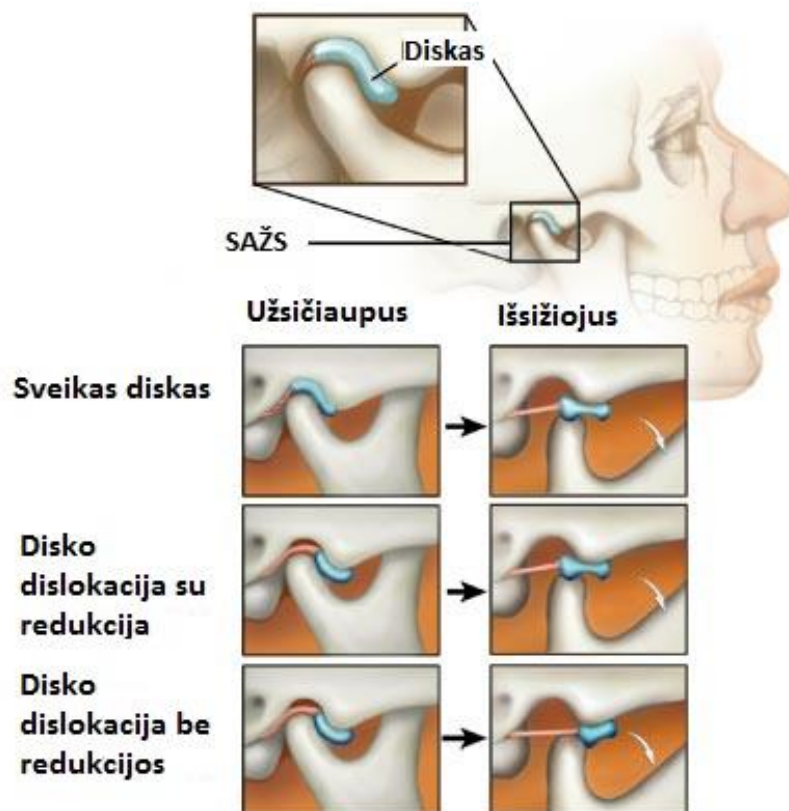
SAŽS funkcija gali sutrikti dėl daugelio veiksnių, todėl negalima išskirti vieną bendrą ar individualią sutrikimo priežastį. Įvardijami tam tikri faktoriai, kurie gali sutrikdyti normalią SAŽS veiklą bei kramtymo funkciją. Kaulų deformacija, minkštų audinių metaplazija bei raumenų aktyvumo sumažėjimas dažniausiai yra adaptyvus atsakas į pokyčius. Kramtomųjų raumenų hiperaktyvumo pasekmės gali pasireikšti tiek neįprastų įpročių atsiradimu, tiek adaptyviu sistemos prisitaikymu siekiant balanso. Itin dideli pokyčiai, prieš tai išvardytų funkcijų, gali trukdyti adaptuotis sistemai, kurie vėliau sukelia SAŽS patologijas [16, 17, 18]. Pagrindiniai SAŽS sutrikimų veiksniai:

- *Trauma.* Manoma, kad traumos yra pagrindinės SAŽS sutrikimų priežastys, pastarosios trikdo kramtomųjų raumenų funkciją, kuri žaloja SAŽS [16,17,18].
- *Anatominiai faktoriai.* Anatominiai faktoriai lemiantys SAŽS funkciją yra paveldimumas, įgyjamumas, vystymasis. Manoma, kad dantų sąkandžio sutrikimai yra antra pagal svarbumą SAŽS funkcijos sutrikimo priežastis [18].
- *Patofiziologiniai veiksniai.* Į šiuos veiksnius įeina degeneracinės, endokrininės ligos, infekcijos bei kraujos ligos. Žinoma, kad sinovinio skysčio klampumas bei lubrikanto trūkumas yra pagrindinės vidinių sutrikimų bei traškėjimo priežastys [18].
- *Mentaliteto faktoriai.* Stresas gali būti vienas iš veiksnių įtakančių kramtymo sistemos apkrovą bei parafunkcinius įpročius. Taigi, mentalitetas bei emociniai sutrikimai gali lemti SAŽS sutrikimą [18].

Pagrindinės SAŽS sutrikimų ligos, kurias galima atpažinti magnetinio branduolių rezonanso vaizdinimo metodu:

- SAŽ sąnario deformacija
- disko dislokacija su repozicija bei disko dislokacija be repozicijos
- uždegiminės ligos, tokios kaip kapsulitas, sinovitas, retrodiscitas
- degeneracinės ligos, tokios kaip osteoartritas, poliartitai, ankilozė
- įgimtos, vystymosi ir įgytos grupės patologijos, sąnarinės ataugos aplazija, sąnarinės ataugos hiploplazija, hiperplazija
- navikinės ligos [5,18].

Šiame darbe išsamiau nagrinėjamos dvi patologijos — sąnario diskolokacija su ir be repozicijos. Sąnario deformacija yra neskausmingas mechaninis sutrikimas, kuris pasireiškia esant formos neatitikimui tarp vidinių kietų ir minkštų audinių. Šis sutrikimas gali būti įgytas arba gali būti vystymosi pasekmė. Šie įgimti bei įgyti struktūros formos bei anatomiciniai pokyčiai, kurie pažeidžia sąnario paviršių pasireiškia kaip mechaninė interferencija, kuri klinikiniu būdu gali būti atpažįstama girdint traškėjimus prasižiojant, užčiaupiant burną bei girdint pastovius sąnario garsus. Atliekant vaizdinimo tyrimus, matomi kaulų pokyčiai arba sąnario formos nukrypimai nuo normos [18].



1.3 pav. SAŽS disko bei apatinio žandikaulio sąnarinės galvos tarpusavio ryšys esant pacientui užčiaupus bei išsižiojus, sveiko disko, disko dislokacijos su repozicija ir disko dislokacijos be repozicijos patologijų metu [19]

Disko dislokacijos su repozicija patologijos atveju, esant ramybės būsenai, diskas sąnarinės galvos atžvilgiu yra pasislinkęs į priekį arba į priekį ir medialiai (anteromedialiai). Žiojantis sąnarinė galva atsistato į jai būdingą tarpinę disko dalį [5]. Žiojantis ir susičiaupiant sąnarinė galva peršoka per disko užpakalinį kraštą, todėl girdimas reciprokinis pažeisto SAŽS traškesys („spragtukas“) bei stebima apatinio žandikaulio deviacija į pažeistą pusę (1.3 pav.). Esant ūmiai grįžtamojo disko dislokacijai, galimas skausmas, susijęs su raiščių pertempimu ar retrodiskinių audinių kompresija. Apatinio žandikaulio judesiai nesutrunka, ribotas žiojimasis

paprastai pasireiškia ne dėl mechaninės disko obstrukcijos, bet dėl antrinės kramtomųjų raumenų kontrakcijos [5, 7, 19, 20].

Dažniausiai SAŽS dislokacija su repozicija patologijos atveju nereikalauja specifinio gydymo, nes paprastai dėl fiziologinės retrodiskinių audinių adaptacijos klinika esti stabili ir nelinkusi progresuoti, tačiau turi būti periodinė patikra, siekiant įvertinti tolesnę ligos dinamiką. Tam tikrais atvejais profilaktikos tikslu tikslinga atstatyti sąkandį ar naudoti naktinę kapą, siekiant sumažinti sąnario traumą. Kai disko dislokacija yra susijusi su sąnario skausmu, indikuotinas konservatyvus ar chirurginis gydymas [5, 9, 10, 19, 21, 22].

Disko dislokacijos be repozicijos atveju, dislokuotas diskas negrįžta į savo padėtį transliacijos metu. Užstrigęs diskas blokuoja sąnarinės galvos priekinį judesį. Užsikirtus sąnariui, dalis pacientų sugeba grąžinti diską pasukdami apatinį žandikaulį į priešingą pusę, tačiau šioje stadijoje retrodiskiniai audiniai būna negrįžtamai pailgėję, praradę elastingumą, todėl diską pavyksta atstatyti neilgam. Skiriamos ūmi ir lėtinė priekinės disko dislokacijos be repozicijos stadijos [5, 10, 24, 25]. Ūmios patologijos atveju, stebimas ribotas žiojimasis, apatinio žandikaulio defleksija į pažeistą pusę ir su tuo susijęs ribotas protruzinis apatinio žandikaulio judesys. Mechaninė obstrukcija riboja apatinio žandikaulio judesį į priešingą pusę. Dėl sąnarinės kapsulės, retrodiskinių audinių aktyvumo padidėjimo dar labiau sutrinka žiojimasis. Patologiniai SAŽS garsai ūmioje stadijoje išnyksta [5, 10,20,24].

Esant lėtinei dislokacijai be repozicijos, pakinta disko anatinė forma ir sutrinka retrodiskinių audinių funkcija, todėl disko repozicija neįmanoma. Ankstyvoje stadijoje žiojamasi kiek ribotai, vėliau dėl retrodiskinių audinių bei disko raiščių pailgėjimo žiojimosi amplitudė padidėja. Skausmas nėra toks ryškus kaip ūminėje stadijoje, galimi garsai, SAŽS krepitacija [5, 7].

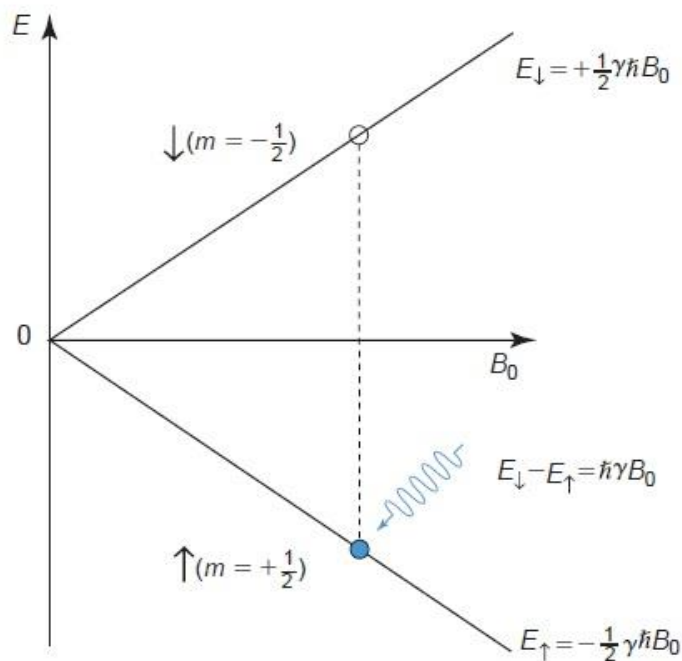
Siekiant diagnozuoti SAŽ sąnario patologiją nepakanka įvertinti vien tik išorinius požymius, kaip žiojimosi amplitudė, garsus žiojantis, bei atsižvelgti į paciento vardijamus simptomus (skausmą veido, žandikaulių srityje), nes jie yra dažniausiai bendri ir gali būti klaidingai susieti su kita patologija. Magnetinio rezonanso tomografija įgalina vaizdinti SAŽ sąnarį, įvertinti sąnario struktūrą, lokalizaciją bei formą, šios informacijos turėjimas palengvina patologijos atpažinimą. SAŽS patologijos pasišymiai panašiais simptomais, tačiau kiekvienos iš jų gydymas yra skirtingas, todėl yra itin svarbu tiksliai diagnozuoti ligą, kuri lemia tolimesnę gydymo eigą.

## 1.2 Magnetinio branduolių rezonanso vaizdinimo principas

Magnetinio branduolių rezonanso veikimo principas yra aiškinamas remiantis kvantine mechanika. Branduoliai, kurie turi nelyginį protonų skaičių, pasižymi magnetiniu momentu ir turi sukinius. Branduolių magnetiniai momentai paprastai yra atsitiktinai orientuoti erdvėje, tačiau kuomet jie patenka į stiprų išorinį magnetinį lauką, branduoliai persiorientuoja ir turi kvantuotą energiją (Zeeman'o efektas). Paprasčiausias pavyzdys: vandenilio branduolys persiorientuodamas išoriniame magnetiniame lauke gali okupuoti vieną iš dviejų energijos būsenų — sukinyš aukštyn („spin up“,  $E_{\uparrow}$ ) bei sukinyš žemyn („spin down“,  $E_{\downarrow}$ ) (1.4 pav.). Protonai esantys energijos būsenoje  $E_{\uparrow}$  gali pereiti į būseną  $E_{\downarrow}$  absorbuodami fotonus, kurių energija yra lygi šių energetinių lygmenų skirtumui (1) [26].

$$E_{\downarrow} - E_{\uparrow} = \hbar\omega \quad (1)$$

Kur  $\hbar$  — Dirako konstanta,  $\omega$  — fotono kampinis dažnis.



1.4 pav. Zeeman'o efektas, kuomet dalelės, kaip vandenilis turi sukinių lygų 1/2. Dalelės patalpintos išoriniame magnetiniame lauke persiorientuoja ir gali okupuoti vieną iš dviejų energijos būsenų — sukinyš aukštyn („spin up“  $\uparrow$ ) bei sukinyš žemyn („spin down“  $\downarrow$ ).

Šiame paveikslėlyje protonų energija išreikšta naudojant giroskopinį skaičių  $\gamma$  ir magnetinio lauko indukciją  $B_0$  [26]

Larmoro dažnis  $\omega$  tiesiogiai priklauso nuo išorinio magnetinio lauko stiprio bei groskopinio skaičiaus, kuris yra skirtingas skirtingų medžiagų branduoliams. Elektromagnetinės bangos, kurios yra naudojamos protonų energijos padidinimui ir suteikia galimybę pereiti iš  $E\uparrow$  būsenos į  $E\downarrow$ , priklauso radijo dažnio diapazonui [26].

Nustojus veikti išoriniam elektromagnetiniam laukui, protonas pereina iš sukiny's žemyn („spin down“,  $E\downarrow$ ) būsenos į sukiny's aukšty'n („spin up“,  $E\uparrow$ ) būseną ir išspinduliuoja elektromagnetinę energiją, kurią buvo selektyviai sugėręs prieš tai. Šią energiją užrašo jutiklis ir panaudoja tiriamajam sluoksniui atvaizduoti kompiuterio ekrane. Jeigu vienu metu bus sužadinti visi organizmo protonai, detektoriai užfiksuos aibę skirtingų signalų, kurių negalėsime atskirti. Dėl pastarosios priežasties yra generuojamas 3 krypčių (x-y-z ašių kryptimis) gradientinis magnetinis laukas, protonams sužadinti naudojamas skirtingas Larmoro dažnis, nes audinių branduolių rezonanso dažnis priklauso nuo magnetinio lauko stiprio audinyje, t.y. esant skirtingam magnetinio lauko stipriui, branduoliai selektyviai absorbuos skirtingą elektromagnetinės spinduliuotės energiją. Vadinasi, nustojus žadinti protonus išoriniu elektromagnetiniu lauku, skirtingos audinio vietos emituoja skirtingą rezonansinį dažnį (Larmoro dažnį). Atlikus dažninę analizę nustatoma geometrinė audinių vieta, iš kurios emituojamas signalas [26].

Vaizdo kontrastas priklauso nuo audinio relaksacijos laikų  $T_1$ ,  $T_2$  ir protonų tankio audinyje, bei techninių BMR tomografo parametrų: žadinimo laiko bei echo signalo detektavimo laiko. Keičiant pastaruosius du parametrus galima koreguoti vaizdo kontrastą, kuomet yra siekiama išryškinti skirtingas audinių sritis [26].

Vaizdo rezoliucija priklauso nuo vokselio dydžio. Kuomet vokselis yra stačiakampis gretasienis, vaizdo rezoliucija yra skirtinga trijose ašyse (x-y-z). Vokselio dydis priklauso nuo matricos dydžio, matymo lauko bei daromų pjūvių storio. Matricos dydžio vienoje ašyje dažnio kodavimo skaičius, kitoje fazės kodavimo skaičius. Didinant dažnio kodavimo skaičių arba fazės kodavimo skaičių gerėja vaizdo rezoliucija. Dažnio kodavimas priklauso nuo pjūvių skaičiaus, didinant pjūvių skaičių nėra daugiau sugaištama laiko tyrimo metu. Tačiau didinant fazės kodavimo skaičių pailgėja tyrimo trukmė. Matymo lauko plėtimas didina vokselių skaičių, o tai mažina rezoliuciją. Vokselio gylis nusakomas pjūvio storiu. Dažniausiai gylis yra didžiausias vokselio matmuo. Šis matmuo priklauso nuo maksimalios gradientinių ričių galios bei yra ribojamas laiko, per kurį galima atlikti ribotą pjūvių skaičių [27].

BMR vaizduose esančių triukšmų prigimtis dažniausiai yra terminė, sklindanti iš paciento bei pačios sistemos, kuo žemesnė yra temperatūra, tuo šie triukšmai yra mažesni. Deja, šaldyti paciento negalima, dėl šios priežasties negalima sumažinti šios rūšies triukšmų, siekiant geresnio signalo ir triukšmo santykio [26].

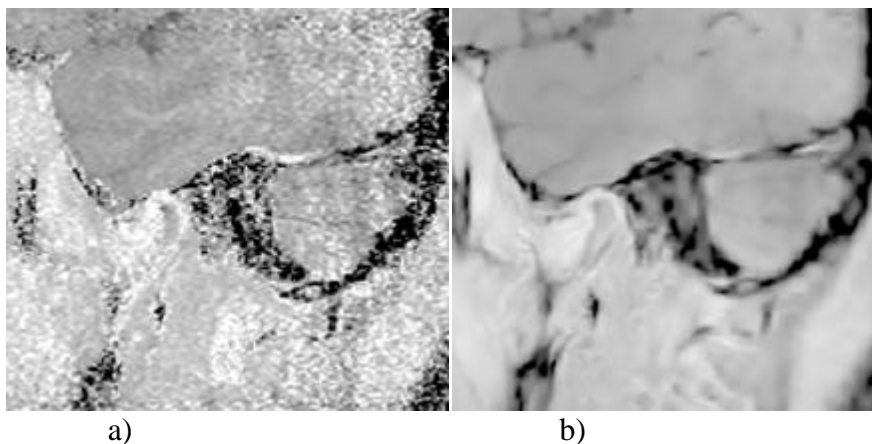


## 1.3 Smilkininio apatinio žandikaulio sąnario BMR tomografo duomenų apdorojimas

### 1.3.1 Triukšmo šalinimas BMR vaizduose

Triukšmas BMR vaizduose yra neišvengiamas, nes priklauso nuo radijo dažnio įėjimo stiprintuvo [3], tačiau jo įtaką galima pašalinti arba bent sumažinti naudojant skaitmeninius vaizdo apdorojimo metodus.

Geriausias, literatūroje aprašytas, SAŽS triukšmo šalinimo metodas BMR vaizde yra atliekamas panaudojant dviejų dimensijų diskretinę vilnelių transformaciją (DVT) [3]. DVT galima įgyvendinti atliekant vaizdo filtravimą daugiapakopiu kvadratūriniu filtrų banku. Analizuojamų vaizdų triukšmo šalinimui geriausiai tinka Symlet ir Coiflet ortogonalios motininės vilnelės. Atlikus transformaciją, gautas vaizdas pasižymi detalėmis su dideliu kontrastu [3]. SAŽS BMR vaizdas prieš ir po filtravimo pateiktas 1.5 paveikslėlyje. Iš pateikto pavyzdžio matyti, jog pašalinus triukšmą vaizdo kontrastas padidėja, be to, vaizdas tampa labiau homogeniškas.



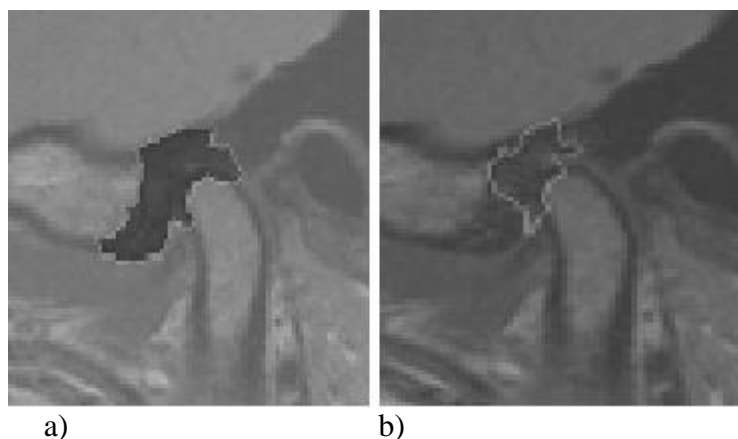
1.5 pav. SAŽS BMR vaizdas a) originalus, b) nufiltruotas vaizdas panaudojant Coiflet 4 eilės motininę vilnelę [3]

### 1.3.2 SAŽS segmentavimas

Moksliniuose straipsniuose aprašyti įvairūs SAŽS segmentavimo metodai. SAŽS segmentavimą apsunkina tai, kad žmogaus galvos audiniai turi prastą audinių kontrastą bei rezoliuciją, todėl yra būtina prieš segmentavimą sumažinti triukšmą vaizde. Be to, SAŽS yra labai mažas, jis telpa į  $60 \times 60$  vaizdo taškų vaizdą, tai sukelia sunkumų siekiant preciziškai atlikti segmentaciją [3].

Populiariausi metodai, kurie yra naudojami biomedicininų vaizdų segmentavimui yra vandenskyros metodas, k reikšmės klasterizavimo bei nustatyto lygio funkcijos metodas. Be to yra bandyta SAŽS segmentuoti daugiafaziniu segmentavimo metodu, bei yra pasiūlytas geresnis segmentavimo metodas, lyginant su vandenskyros, k reikšmės bei nustatyto lygio funkcijos metodais.

Vandenskyros metodo trūkumas — didelis jautrumas triukšmui, todėl jis nėra tinkamas SAŽS vaizdinimui (1.6 pav.) [1, 4].



1.6 pav. SAŽS segmentavimas vandenskyros metodu a) vaizdas be triukšmo, b) vaizdas su triukšmu [1]

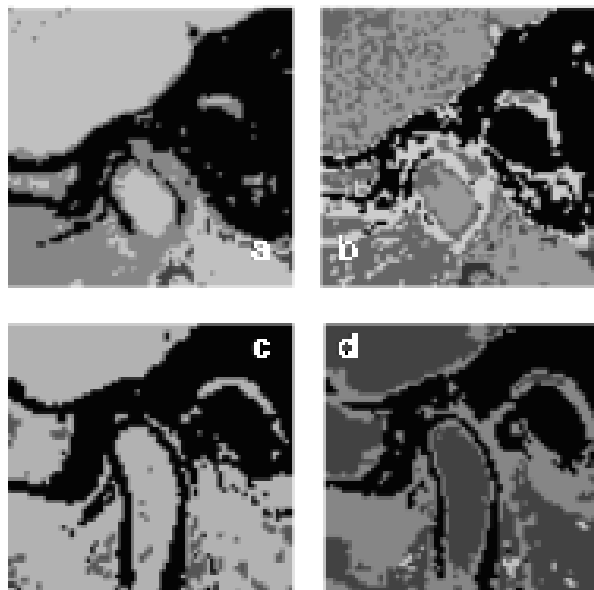
K reikšmės klasterizavimo metodas paremtas panašių vaizdo taškų ieškojimu, t.y. nustatomas centrinis vaizdo taškas, o kiti vaizdo taškai yra tikrinami ar yra panašūs į centrinį. Segmentuojant šiuo metodu, žiūrimas vaizdo taško intensyvumas. Šio metodo pagrindinis trūkumas yra tas, kad skirtingų grupių vaizdo taškams reikia skirtingų centrinių taškų, dėl šios priežasties yra sudėtina procesą automatizuoti [1, 4].

1.7 paveikslėlyje pavaizduota skirtingų metodo parametrų įtaka segmentavimui, be to, yra matyti, jog SAŽS turi trūkių, bei dalių, kurios nepriklauso SAŽS, o tai reiškia, kad šio regiono taškų grupės nėra preciziškai segmentuojamos [1, 4].

Nustatyto lygio funkcijos metodas pasižyimi gerais parametrais, kuomet yra segmentuojamas SAŽS, tačiau šis metodas yra labai jautrus pasirinktiems parametrams. Atliekant segmentavimą šiuo metodu, nustačius netinkamus funkcijos parametrus, gautas vaizdas gali būti tik dalis viso SAŽS [1, 4].

Dar vienas iš segmentavimo modelių, kuris yra naudojamas SAŽS segmentavimui, — daugiafazinis segmentavimas, realizuojamas naudojant aktyvų kontūrą, neturintį kraštų. Šis metodas įgyvendinamas segmentuojant 2-jomis fazėmis, metodo išradėjas Chan & Vese [27]. Metodas minimizuoja energijos funkciją Eulerio Lagrandžo lygtimis ir tokiu būdu atliekamas

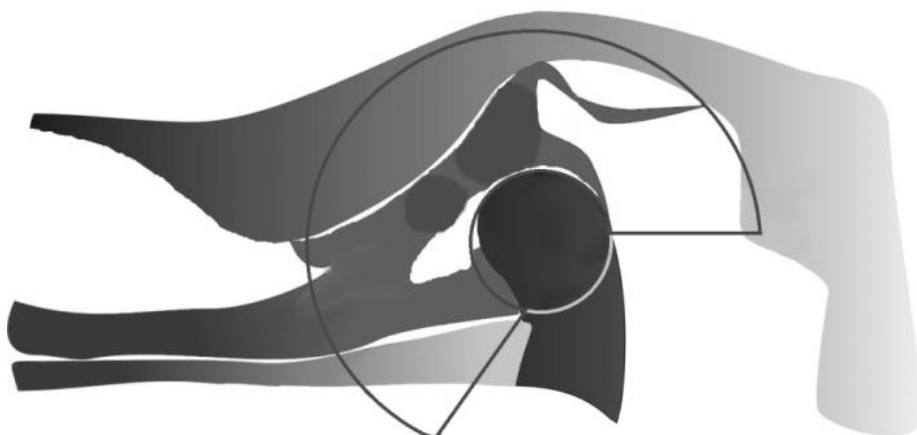
segmentavimas. Įgyvendinus segmentavimą, paremtą šiuo metodu, gauname, kad SAŽS spalvų intensyvumų skalė yra sudaryta iš 4 pilkumo lygių [3].



1.7 pav. Dviejų skirtingų sluoksnių segmentavimas k reikšmės klasterizavimo metodu:

a) 4 spalvų, b) 5 spalvų, c) 3 spalvų, d) 4 spalvų [1]

Šiuo metu geriausiu SAŽS segmentavimo metodu laikomas čekų mokslininkų grupės pasiūlytas metodas. Kadangi sąnario diskas nėra kontrastingas, visų pirma yra ieškoma apatinio žandikaulio sąnarinės galvos, kuri pasižymi geru kontrastu. Sąnarinės galvos segmentavimas gali būti atliekamas panaudojant vandenskyros metodą. Sąnario disko segmentavimas yra žymiai sudėtingesnis, nes diskas nepasižymi dideliu kontrastu. Dėl to, yra segmentuojama darant prielaidą, kad pasirinktoje vietoje galėtų būti sąnario diskas. Segmentuojant, yra remiamasi anatomijos žiniomis, nustatomos ribos, kur galėtų būti diskas, nepriklausomai nuo to, ar jis yra deformuotas (1.8 pav.) [1, 4].



1.8 pav. Juoda linija apibrėžta sritis, kurioje galėtų būti sąnario diskas

Ši sritis yra segmentuojama naudojant vandenskyros metodą. Diską iš susegmentuotos srities galima išskirti remiantis jo dvejomis savybėmis. Pirmoji disko savybė — erdvinė disko charakteristika, individualūs disko sluoksniai yra vientisi, tuo tarpu aplinkiniai audiniai gali kisti, bei jie nėra vientisi, todėl jie nepasižymi erdvine koherencija. Tikimybė, kad tam tikra erdvės vieta priklauso diskui yra aprašoma formule (2) [1, 4].

$$P_{disc}(f_k(x, y)) = \sum_{k=1}^K \frac{f_k(x, y)}{K} \quad (2)$$

šioje formulėje  $f_k(x, y)$  yra vaizdo funkcija, o  $K$  — sluoksnių skaičius, kitaip tariant ši formulė paskaičiuoja vidutinę vaizdo intensyvumo vertę kiekviename sluoksnyje. 1.9 paveikslėlyje tamsesnės vietos atspindinti mažesnę tikimybę, jog ten yra diskas, šviesesnės vietos žymi didesnę tikimybę, jog toje vietoje yra diskas. Be to, matyti, jog diskas nėra vientisas, todėl slenkstis yra parenkamas pagal erdvinio tęstinumo tikimybę. Gautas vaizdas išplečiamas pritaikius matematinę Minkowski išplėtimo operaciją. Pastaroji operacija atliekama siekiant neprarasti sąnario disko komponentų. Antroji sąnario savybė apibrėžianti sąnario vietą tikimybiniam sąnario modelyje yra disko tikimybinis pasiskirstymas. Disko pasiskirstymas erdvėje turi normalų pasiskirstymą, taip pat normalų pasiskirstymą turi ir kauliniai, aplinkiniai audiniai. Remiantis šiomis charakteristikomis galima parinkti naują slenkstį iš vaizdo histogramos. Kiekvieno audinio tikimybės funkciją galima apskaičiuoti remiantis vaizdo histograma ir genetiniu algoritmu.



1.9 pav. Vieta, kurioje gali būti sąnario diskas

Tikimybės tankio funkciją aprašo formulė:

$$f(x) = \frac{1}{\delta\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\delta^2}} \quad (3)$$

šioje formulėje  $\delta$  žymi standartinę deviaciją,  $\mu$  — vaizdo taškų intensyvumo vidurkį. Sujungus pastarąsias dvi Gauso funkcijas gaunama formulė:

$$P_k(k) = \sum_{k=1}^K \omega_k f_k(k) \quad (4)$$

kur  $\omega$  — pasirodymo dažnis. Matrica, kuri yra sudaryta iš individualių Gauso funkcijos parametrų  $\mu$ ,  $\omega$ ,  $\delta$  gali būti panaudota kaip genomai. Nagrinėjamu atveju turimos dvi Gauso funkcijos, viena iš jų aprašo diską, kita aplinkinius audinius. Genomo kokybę atspindi mažiausių kvadratų klaida, kuri iš histogramos gali būti paskaičiuota [1, 4]:

$$e_{else} = \sum_{i=1}^n (\tilde{y}_i - y_i)^2 \quad (5)$$

Šioje formulėje skirtumas yra skaičiuojamas tarp numatytos histogramos kiekvieno taško vertės ir realios vertės, vertinant vaizdo taškų intensyvumą. Numatytos vaizdo taškų vertės yra apskaičiuojamos panaudojant genetinį algoritmą, tuo tarpu vertinama mažiausių kvadratų klaida parodo algoritmų sutapimą tarpusavyje. Didinant generacijų skaičių, sugeneruota funkcija labiau sutaps su funkcija gauta iš vaizdo. Visa tai įgyvendinama hibridizuojant genomus mažėjančia tvarka, po kiekvieno skaičiavimo etapo, atstumo skirtumo funkcijos formulė [1, 4]:

$$N_i + 1 = \lambda N_i(\text{labiau tikėtinas/tinkamas}) + (1 - \lambda)N_i(\text{mažiau tinkamas}) \quad (6)$$

šioje formulėje  $\lambda$  yra skaičius, kuris parodo funkcijos tinkamumą skirtingam subjektui  $N_i$ . Kiekvienas subjektas yra testuojamas naudojant mažiausių kvadratų paklaidos metodą ir yra palyginamas su jo tėvais. Jeigu subjektas yra geresnis nei tėvai, jis pakeičia tėvus sekančiame žingsnyje. Visai kitaip yra, kuomet turime mutavusį subjektą. Pavyzdžiui,  $\mu$  yra pasiekęs tinkamą vertę, tad šis parametras lieka nekeičiamas. Parametrai  $\delta$  ir  $\omega$  keičiami kiek galima ilgiau, iki tol, kol jie yra panašiausi į vertes, gautas iš originalaus vaizdo. Mutavę subjektai yra pakartotinai patikrinami skaičiuojant mažiausių kvadratų paklaidą, jei jų parametrai nėra pagerėję, jie paliekami nmodifikuoti. Pabaigoje, sumodeliuota funkcija turi pakankamai panašumų su vaizdu. Tuomet vėl yra parenkamas slenkstis, po jo vyksta matematinės

operacijos — išplėtimas ir erozija. Gauta vaizdo tęstinumas priklausomai nuo parinkto slenksčio yra patikrinamas apskaičiuojant  $P_{Disc}$  vertę [1, 4]. 1.10 paveikslėlyje pateiktas gautas segmentavimo rezultatas.



1.10 pav. Gautas SAŽS segmentas atlikus aprašytą segmentavimo metodą [1]

## 2 PROBLEMA, DARBO TIKSLAS BEI UŽDAVINIAI

Literatūros analizė atskleidžia pagrindines SAŽS BMR metodo pagrindines problemas:

- Žandikaulio sąnarys — vienas aktyviausių ir problematiškiausių sąnarių, sudarytas iš keleto tarpusavyje sąveikaujančių dalių. Siekiant tikslios patologijos diagnozės reikalingas SAŽS 3D modelis
- SAŽS segmentavimą ir 3D SAŽS disko modelio kūrimą apsunkina pagrindinės dvi priežastys. Pirmoji priežastis yra mažas SAŽS struktūros dydis, antroji, jog žandikaulio sąnario BMR metodu gauti vaizdai pasižymi žemu objekto ir aplinkinių audinių kontrastu dėl vaizde esančio triukšmo.
- SAŽS vaizdinimo sritis yra pakankamai nauja, todėl mažai yra išnagrinėtos skirtingos vaizdo apdorojimo galimybės
- Sąnario vaizdinimo nesutapimai lyginant skirtingus metodus (ultragarsas, aksiografija su BMR)

Šio magistrinio darbo tikslas — SAŽS vizualizavimas remiantis BMR duomenimis.

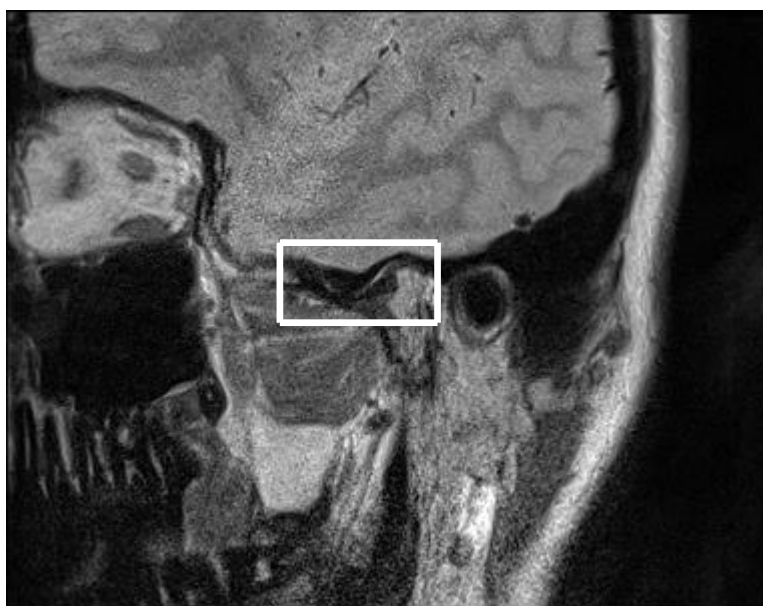
Šiam tikslui pasiekti keliami uždaviniai:

- Ištirti SAŽS BMR vaizdams populiarius ir nesudėtingus triukšmo mažinimo metodus ir pasiūlyti tinkamiausius
- Atlikti bandomąją SAŽS sąnario segmentaciją ir įvertinti jos kokybę

## 3 EKSPERIMENTINĖ DALIS

### 3.1 Triukšmo mažinimas SAŽS BMR vaizduose

Viena iš priežasčių, kuri apsunkina SAŽS segmentaciją, yra triukšmas. Sumažinti vaizde esantį triukšmą galima vaizdus apdorojus skaitmeniniais filtrais. Šios tyrimo dalies darbo tikslas yra parinkti filtrą, kuris kiek galima geriau padidintų santykį signalas-triukšmas BMR sąnario vaizduose ir, tokiu būdu, palengvintų jų segmentavimą (3.1 pav.).



3.1 pav. Originalus BMR vaizdas, kuriame matosi SAŽS

Triukšmui pašalinti išbandoma keletas filtrų bei triukšmo šalinimo metodų. Išbandomi metodai — mokslinėje literatūroje išskirtas ir laikomas geriausiu triukšmo BMR SAŽ sąnario vaizduose mažinimo metodu — triukšmo šalinimas taikant Symlet ortogonalią motininę vilnelę, taip pat įvertinamas filtrų, projektuotų su skirtingais langais metodas, bei testuojami vidurkio, medianos, Wiener'io, Gauso filtrai. Langų metodas — tai ribotos impulsinės reakcijos (RIR) filtrų projektavimo metodas [31]. Įgyvendinant vaizdo filtravimą langų metodu, filtrų projektavimui pasirinkti patys populiariausi langai: „Bartlett-Hann“, „Bartlett“, „Blackman“, „Blackman-Harris“, „Bohman“, „Chebyshev“, „Flat Top“, „Gaussian“, „Hamming“, „Hann“, „Kaiser“, „Nuttall-defined“, „Parzen“, „Rectangular“, „Taylor“, „Triangular“, „Tukey“. Siekiant parinkti patį geriausią filtrą/metodą, skaičiuojamas viso vaizdo, dalies vaizdo, kuriame yra matomas SAŽS, bei tos pačios dalies vaizdo gradiento kontrastas. Kontrastas yra vertinamas vaizdo taškų intensyvumo standartinio nuokrypio įverčiu [32].



$$\delta = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2} \quad (7)$$

7 formulėje pateikta standartinio nuokrypio išraiška, formulės nariai žymi:  $\delta$  — kontrastą,  $N$  — vaizdo taškų skaičių,  $x_i$  —  $i$ -tojo vaizdo taško vertę,  $\mu$  — vaizdo taškų vidurkį. Didesnė kontrasto vertė parodo, jog vaizdo taškų vertės daugiau skiriasi nuo visų vaizdo taškų verčių vidurkio. Dalies vaizdo gradiento kontrastas skaičiuojamas, nes siekiama įvertinti ribų skiriamumą tarp audinių struktūrų ir parinkti efektyviausią filtravimo metodą, kuris ateityje palengvintų SAŽ sąnario segmentavimą.

Triukšmo šalinimo įrankiai turi keletą kintamųjų, todėl visų pirma metodai ir filtrai yra optimizuojami. Filtrų/metodų optimizavimui pasirinkta vieno paciento vaizdų serija (pastarąją seriją sudaro 20 galvos srities vaizdų). Skirtingų filtrų ir metodų triukšmo šalinimo savybės įvertinamos atskirai. Vertinimo kriterijais pasirinkta laikyti kontrasto skaičiavimu (viso vaizdo, dalies vaizdo, dalies vaizdo gradiento). Dalies vaizdo kontrasto ir dalies vaizdo gradiento kontrastas vertinamas 47x111 vaizdo taškų dydžio stačiakampiame lange. Šiame lange matosi SAŽS ir aplinkiniai audiniai. Dalies vaizdo gradientas yra skaičiuojamas siekiant įvertinti metodų gebėjimą išryškinti ribas tarp SAŽ sąnario ir aplinkinių audinių.

Siekiant sumažinti pradinių duomenų įtaką ir palengvinti ateityje filtrų/metodų parinkimą, optimizuoti filtrai yra testuojami. Testavimo metu naudojami trijų skirtingų pacientų BMR vaizdų serijos (vienoje serijoje nuo 20 iki 24 galvos srities vaizdų). Testuojant metodus su kitų dviejų pacientų duomenimis, dalies vaizdo kontrastas bei dalies vaizdo gradiento kontrastas vertinamas stačiakampiame lange, kurio kraštinių ilgiai yra skirtingi nuo optimizavimo metu iškerpamo stačiakampio lango (45x55, 55x60). Kiekvienai vaizdų serijai apskaičiuojamas viso, dalies, dalies gradiento kontrasto procentinio padidėjimo vidurkis, standartinis nuokrypis bei įvertinamas pasikliautinas intervalas. Pasikliautinas intervalas yra didžiausia reikšmė, kuria gali skirtis nustatytas vidurkis nuo realiai esančio (esant pasirinktajam pasiklovimo lygmeniui) [36]. Pasikliautinas intervalas apskaičiuojamas:

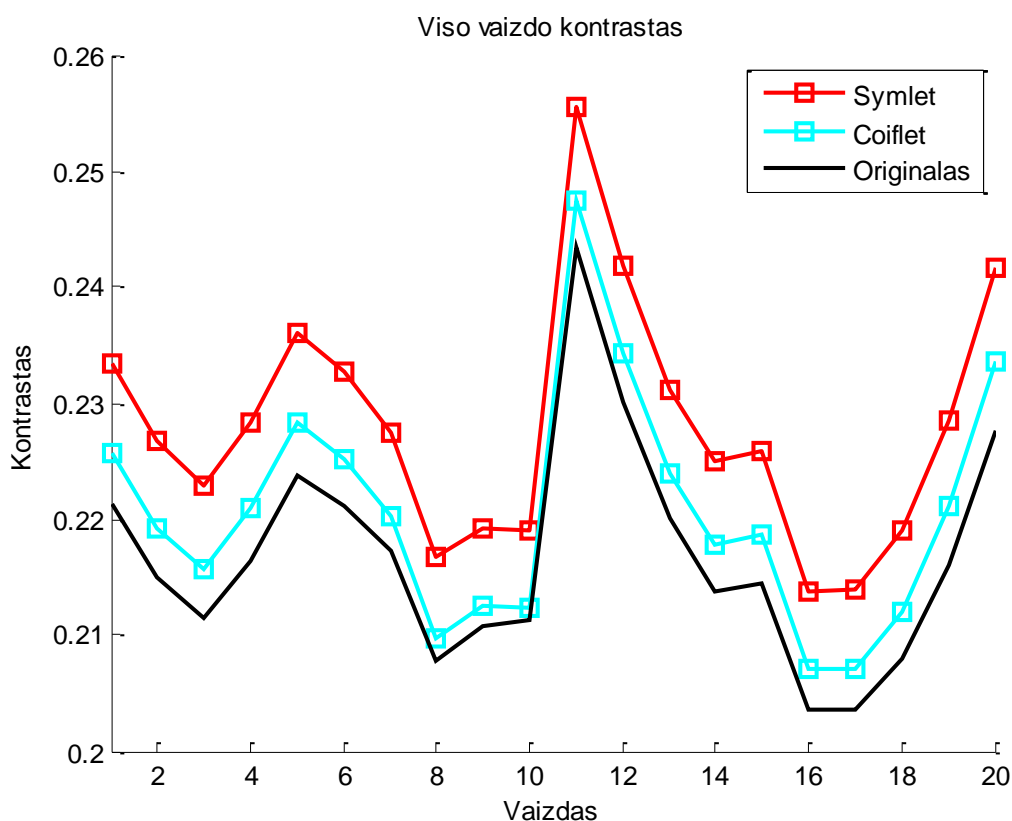
$$a = \frac{t(n,P)\sigma}{\sqrt{n}} \quad (8)$$

Čia  $t(n,P)$  — Stjudento koeficientas, kuomet pasiklovimo lygmuo 0,95,  $\sigma$  — standartinis nuokrypis,  $\sqrt{n}$  — matavimų skaičius (šiuo atveju, tam tikro paciento BMR vaizdų skaičius).

### 3.1.1 Triukšmo mažinimas taikant Symlet ir Coiflet vilneles

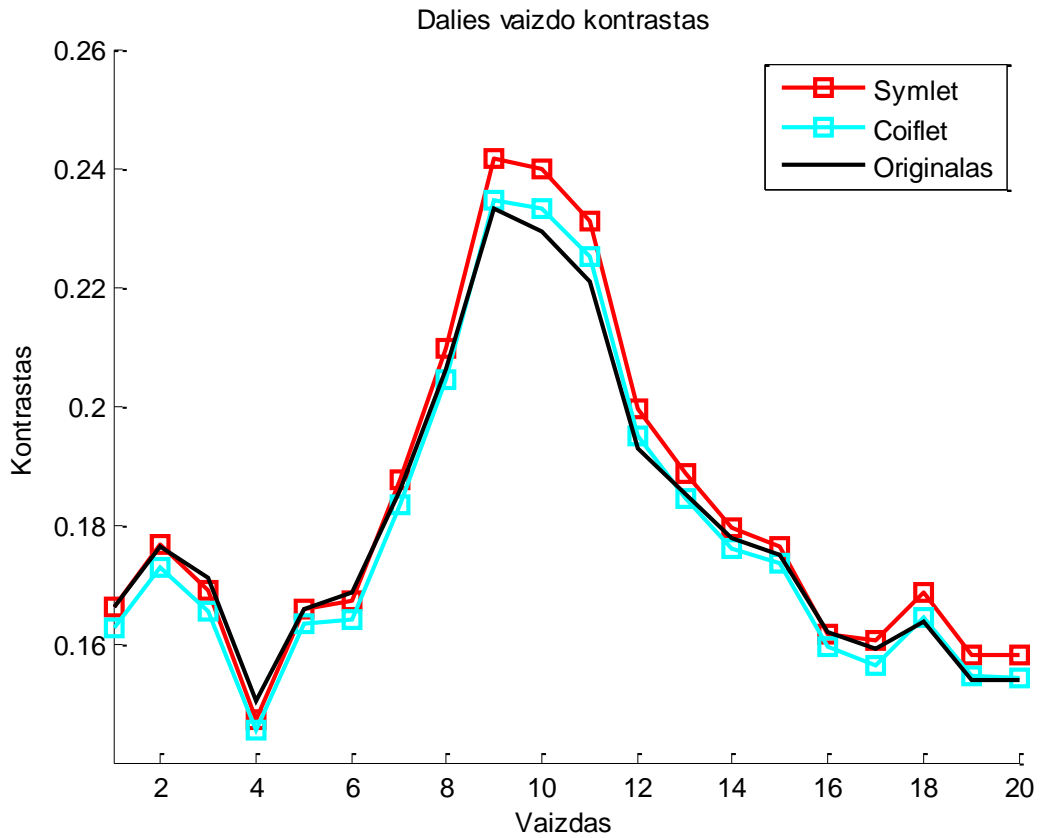
Šioje dalyje triukšmas, esantis vaizde, šalinamas taikant literatūroje minimu geriausių triukšmo šalinimo metodu BMR SAŽS vaizdams — Symlet ir Coiflet ortogonalias vilneles. Triukšmo šalinimas vykdomas taikant Symlet ir Coiflet 4 eilės vilneles. Šie vilnelių parametrai pasirinkti dėl to, jog yra nustatyta, kad vilnelės su šiais parametrais geriausiai šalina triukšmą [3]. Iš 14 paveikslėlio matyti, jog viso vaizdo kontrastas padidėja pritaikius Symlet ir Coiflet vilneles, didesnis kontrastas stebimas, kuomet vaizdas yra nufiltruotas su Symlet vilnele (3.2 pav.).

Vertinant dalies vaizdo kontrastą, kuriuose sąnarys puikiai matosi (4,5,6,13,14,15 vaizdai), vaizdo kontrastas padidėja dvejuose (5 ir 15) vaizduose pritaikius Symlet vilnelę (3.3 pav.).

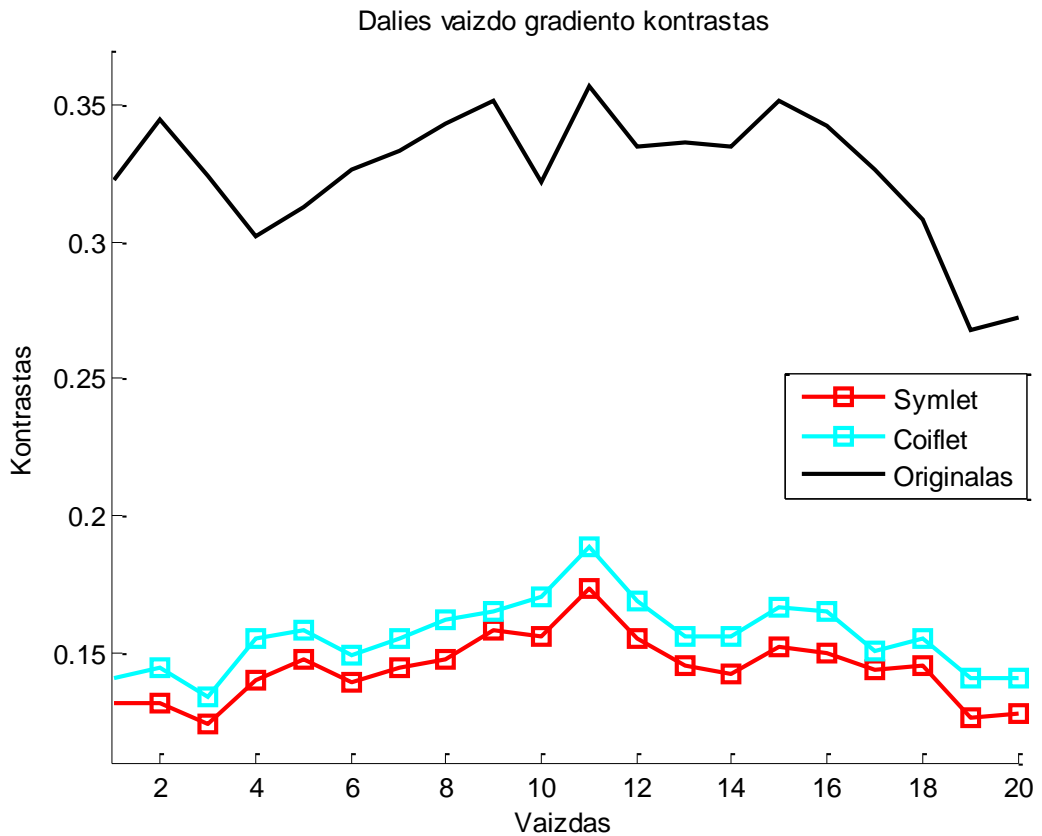


3.2 pav. Viso vaizdo kontrastas po Symlet ir Coiflet vilnelių apdorojimo bei originalus vaizdas

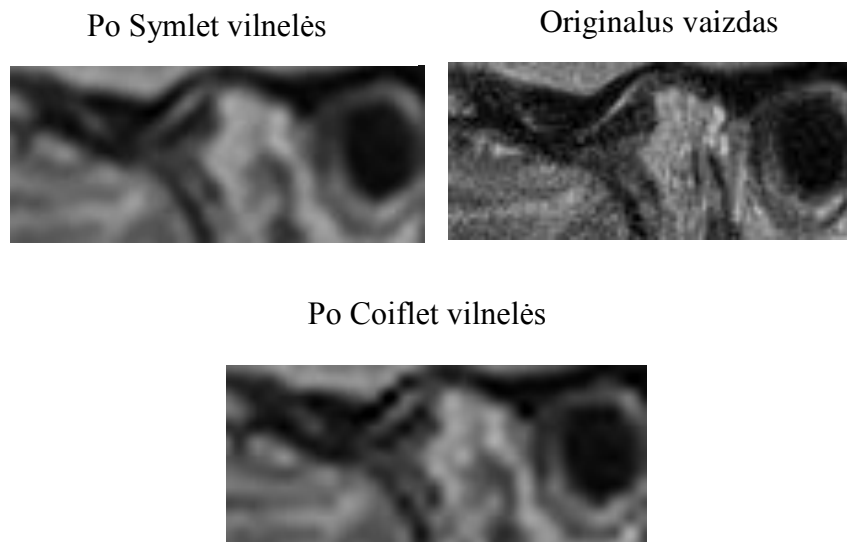
Vaizdo kontrasto didinimas naudojant vilneles turi trūkumą — riba tarp SAŽ sąnario ir aplinkinių audinių sumažėja. Pritaikius vilneles, dalies vaizdo kontrastas sumažėja tiek įvertinant skaitinėmis vertėmis, tiek vizualiai (3.4 ir 3.5 pav.).



3.3 pav. Dalies vaizdo kontrastas po Symlet ir Coiflet vilnelių apdorojimo bei originalus vaizdas



3.4 pav. Dalies vaizdo gradiento kontrastas po Symlet ir Coiflet vilnelių apdorojimo bei originalus vaizdas



3.5 pav. SAŽ sąnario vaizdas po Symlet vilnelės pritaikymo, originalus vaizdas, po Coiflet vilnelės

### 3.1.2 Triukšmo mažinimas taikant vidurkio filtrą

Vidurkio filtro veikimo principas pagrįstas slenkančiu pasirinkto dydžio langu. Naujos vaizdo taškų vertės apskaičiuojamos taikant 8 formulę.

$$g(m, n) = \frac{1}{h \cdot k} \sum_{\alpha=-1}^1 \sum_{\beta=-1}^1 f(m + \alpha, n + \beta) \quad (8)$$

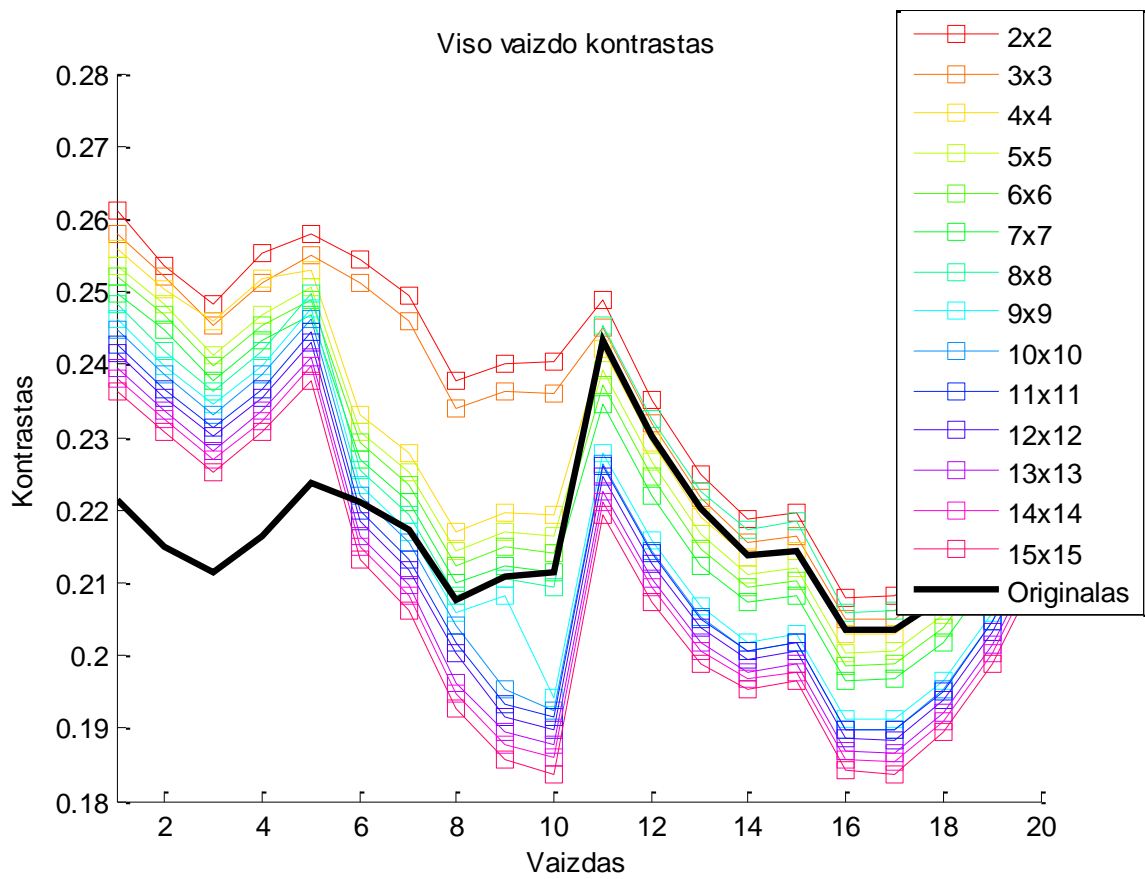
8 formulėje kintamieji  $g(m, n)$  — nufiltruotas vaizdas,  $f(m, n)$  — pradinis vaizdas,  $h, k$  — lango kraštinių ilgis ir plotis (vaizdo taškais).

Vidurkio filtras optimizuojamas SAŽS BMR vaizdams. Optimizavimas vyksta keičiant lango dydį. Kvadratinė lango forma visais atvejais išlieka ta pati. Lango kraštinės ilgis kinta intervale nuo 2 iki 15 vaizdo taškų, kas 1 vaizdo tašką.

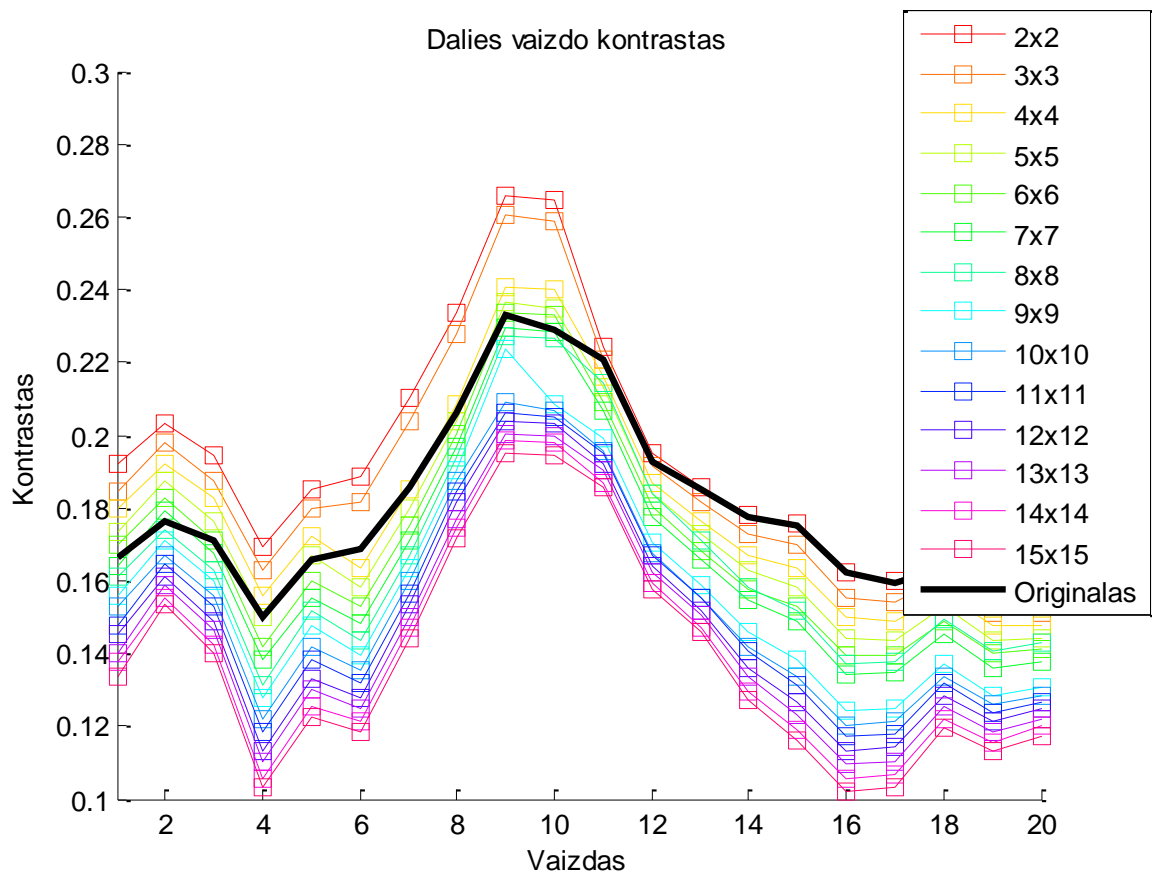
Iš 3.6 paveikslėlio pateiktų kreivių matyti, jog vidurkio filtras visų vaizdų kontrastą pagerina dviem atvejais, t.y. kai:

1. lango dydis yra lygus  $3 \times 3$
2. lango dydis yra lygus  $2 \times 2$

Kiti testuojami vidurkio filtro langų dydžiai vaizdo kontrastą vienuose vaizduose padidina, kituose vaizduose sumažina. Vaizduose, kuriuose ryškiausiai yra matomas SAŽS, kontrastas padidėja pritaikius skirtingus langų dydžius, tačiau maksimalus kontrasto padidėjimas stebimas po filtravimo  $2 \times 2$  dydžio langu.

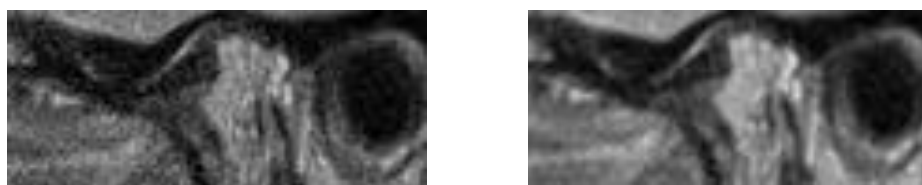


3.6 pav. Originalaus ir nufiltruoto vidurkio filtru vaizdo kontrastas



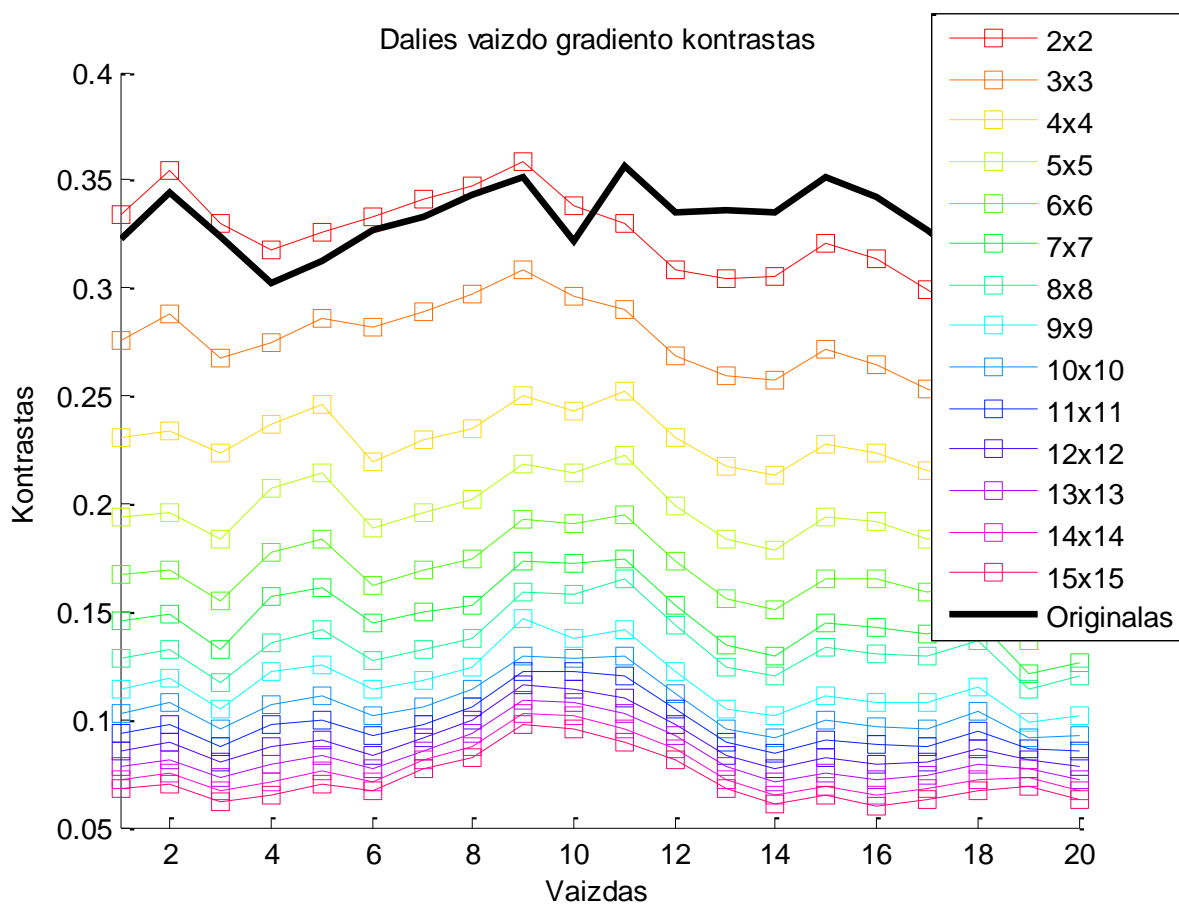
3.7 pav. Originalaus ir nufiltruoto vidurkio filtru dalies vaizdo kontrastas

Dalies vaizdo kontrastas padidėja visuose vaizduose taikant vidurkio filtrą, kurio lango dydis  $2 \times 2$ , taikant kitus filtruojamo lango dydžius  $3 \times 3$ ,  $4 \times 4$  dalies vaizdo kontrastas padidėja 4,5 vaizduose (šiuose vaizduose stebimas SAŽ sąnarys), kitais atvejais kontrastas sumažėja (3.7 pav.).



a) b)

3.8 pav. SAŽ sąnarys a) originalus vaizdas; b) po filtravimo vidurkio filtru, kurio lango kraštinių ilgiu 2x2



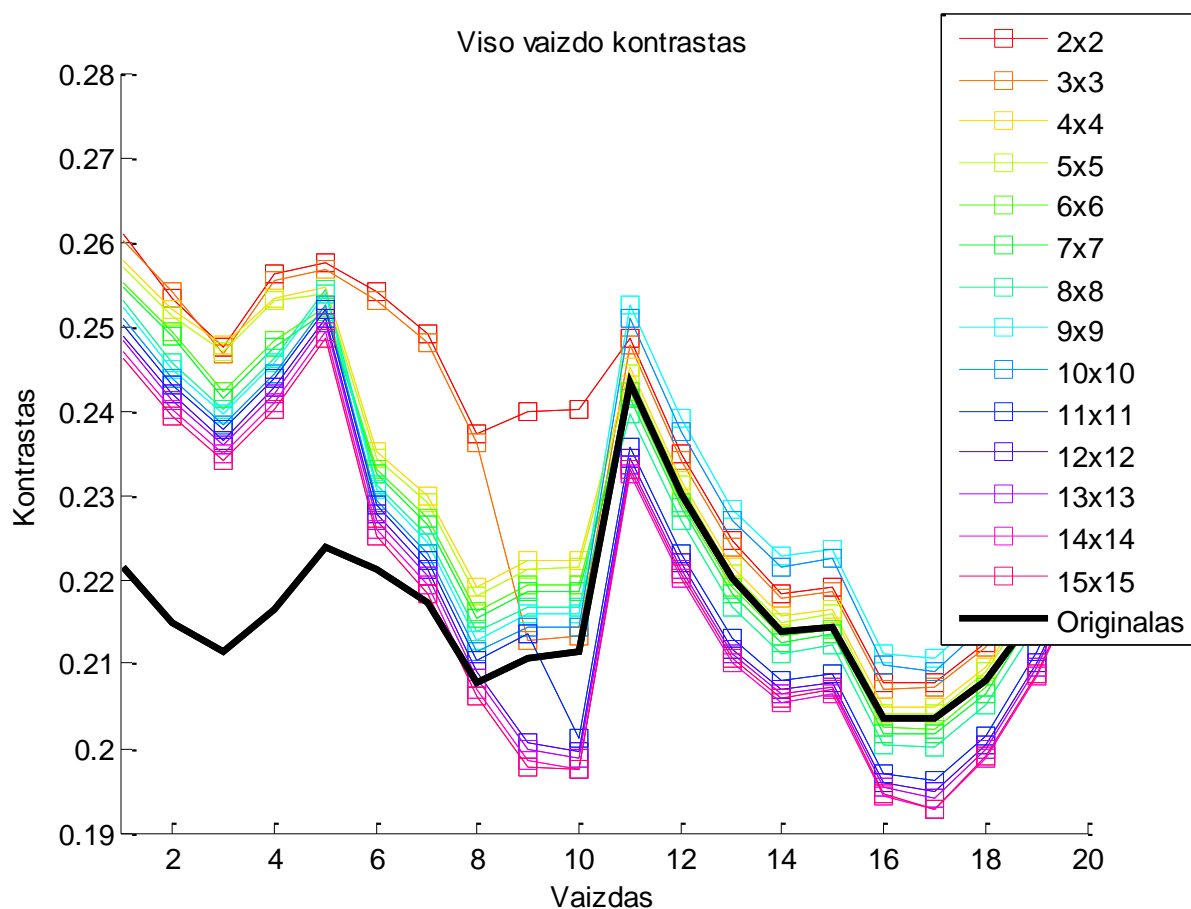
3.9 pav. Dalies vaizdo gradiento kontrastas

Iš 3.8 paveikslėlio vizualiai matyti, jog vaizdus apdorojus vidurkio filtru, kurio lango dydis yra  $2 \times 2$ , riba tarp SAŽ sąnario ir aplinkinių audinių tampa šiek tiek ryškesnė, tačiau ryškumas pagerėja 10 vaizdų iš 20, taikant kitus lango dydžius, dalies vaizdo gradiento kontrastas sumažėja. Skaitine verte dalies gradiento kontrastas po filtravimo didėja 10 vaizdų iš

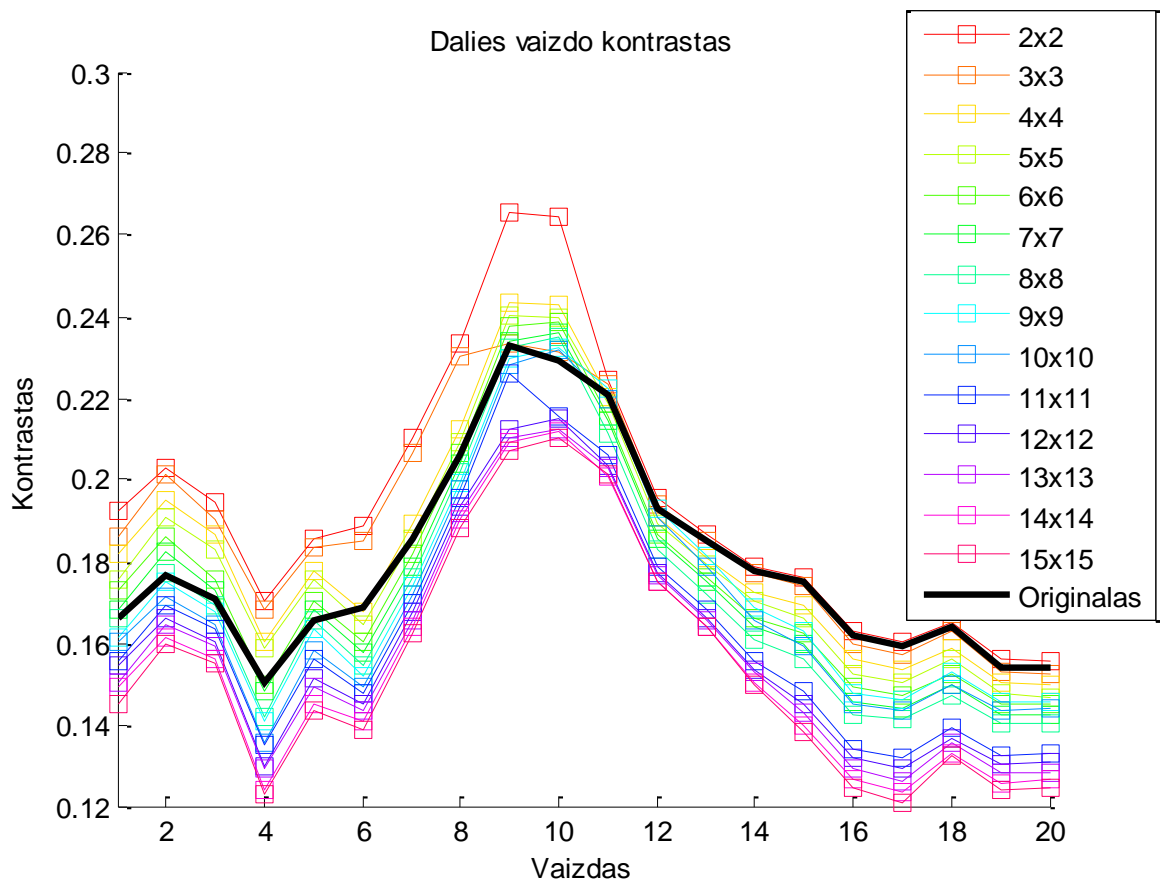
20, taikant  $2 \times 2$  dydžio langą, likusiais atvejais sumažėja, nepriklausomai nuo lango dydžio (3.9 pav.). Ribų ryškumo sumažėjimas yra vienas iš pašalinių efektų taikant vidurkio filtrą, siekiant jo išvengti, reikėtų įvesti sąlygą, jog filtravimas neatliekamas, kada vaizdo taško vertė ir slenkančio lango vidurkio skirtumas yra didesnis nei pasirinkta vertė, tačiau tokiu atveju filtras nebebūtų tiesinis [33].

### 3.1.3 Triukšmo mažinimas taikant medianos filtrą

Filtruojant medianos filtru, vienai iteracijai pasirenkamas tam tikras vaizdo taškų skaičius. Pastarieji vaizdo taškai yra išrikiuojami pagal jų intensyvumo vertes, nuo mažiausios iki didžiausios. Naujai gauta vaizdo taškų eilutė padalinama į dvi dalis, o vidurinė vertė tampa naujo vaizdo taško verte. Medianos filtras yra netiesinis filtras. Medianos filtro filtravimo sėkmė priklauso nuo pasirenkamo vaizdo taškų skaičiaus. Teoriškai medianos filtras geriau pašalina triukšmą bei mažiau išblukina ribas tarp objekto ir fono nei vidurkio filtras. Medianos filtro trūkumai — kampų apkarpymas, formos iškraipymas, bei smulkių objektų pašalinimas [33].



3.10 pav. Originalaus ir nufiltruoto medianos filtru viso vaizdo kontrastas



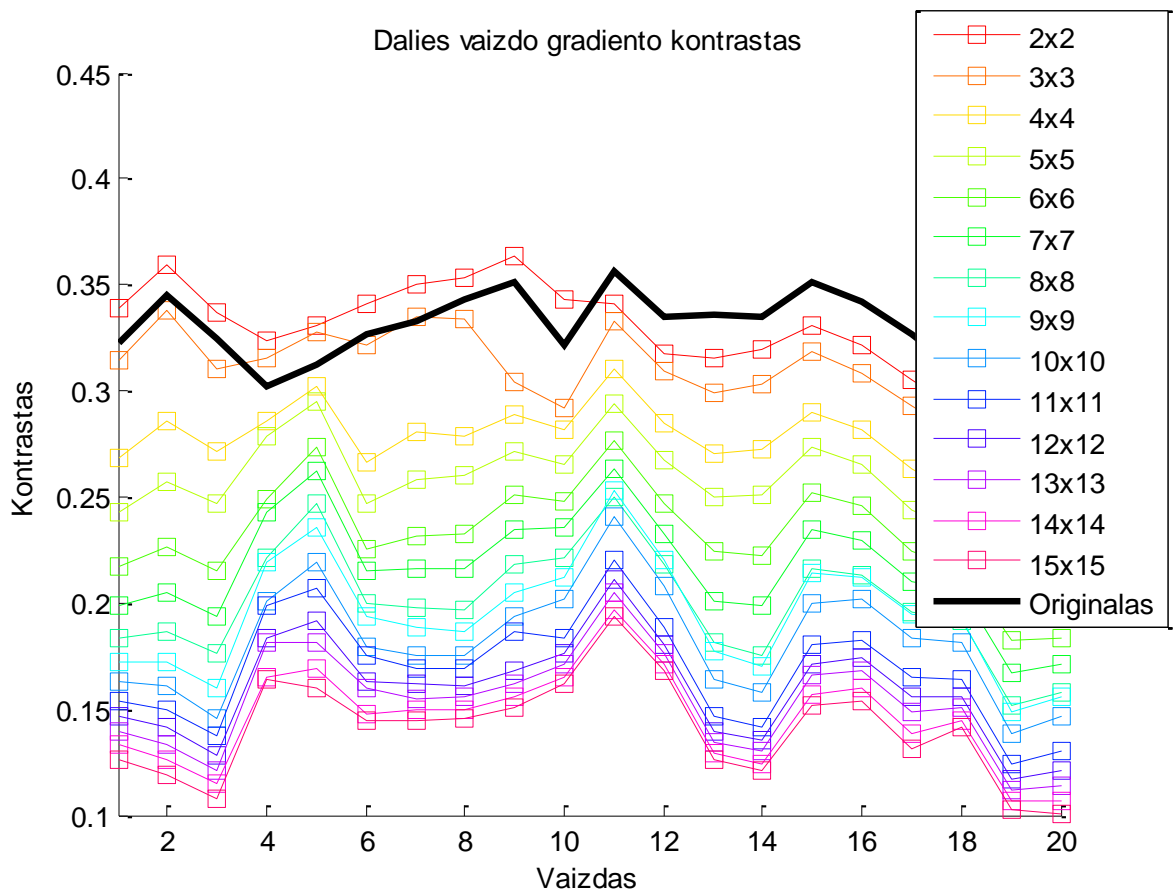
3.11 pav. Originalaus ir nufiltruoto medianos filtru dalies vaizdo kontrastas

SAŽS vaizdus apdorojus medianos filtru, matyti, jog viso vaizdo kontrastas daugelyje vaizdų padidėja. Didžiausiu kontrastu pasižymi vaizdai, kurie nufiltruoti taikant  $2 \times 2$  dydžio langą 11 iš 20 vaizdų, likusiuose 9 vaizduose didžiausiu kontrastu pasižymi vaizdai, kurių filtravimo lango dydis  $9 \times 9$  (3.10 pav.). Nepriklausomai nuo testuojamo lango dydžio, medianos filtras 1-7 padidiną viso vaizdo kontrastą. 13-15 vaizduose kontrastas padidėja taikant medianos filtro su šiais langų dydžiais:  $2 \times 2$ ,  $3 \times 3$ ,  $4 \times 4$ ,  $5 \times 5$ ,  $9 \times 9$ ,  $10 \times 10$ .

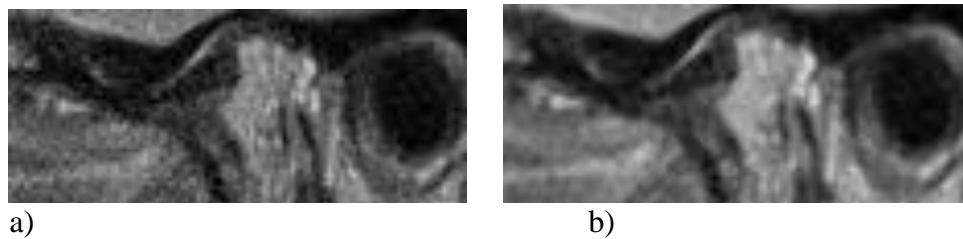
Dalies vaizdo kontrastas padidėja 1-10 vaizduose taikant  $2 \times 2$ ,  $3 \times 3$ ,  $4 \times 4$ ,  $5 \times 5$  dydžio langus (3.11 pav.). Didžiausiu kontrastu pasižymi vaizdai nufiltruoti su medianos filtru, kurio lango dydis  $2 \times 2$ . Likusios pusės vaizdų (10 iš 20), nepriklausomai nuo lango dydžio, dalies vaizdo kontrastas sumažėja pritaikius medianos filtrą.

Teoriškai medianos filtras neturėtų išblukinti ribų, tačiau filtruojant SAŽ sąnarių dalies vaizdo kontrastas padidėja keliuose vaizduose po filtravimo su  $2 \times 2$  ir  $3 \times 3$  langais, visais kitais atvejais sąnario ribos su aplinkiniais audiniais išblunka, tačiau šiek tiek mažiau nei vaizdą nufiltravus su vidurkio filtru (3.12 pav.). Vertinant vizualiai, po filtravimo medianos filtru, SAŽ sąnario vaizdas tampa glotnesniu, tačiau daugeliu atvejų sumažėja kontrastas tarp sąnario ir aplinkinių audinių (3.13 pav.).





3.12 pav. Dalies vaizdo gradiento kontrastas

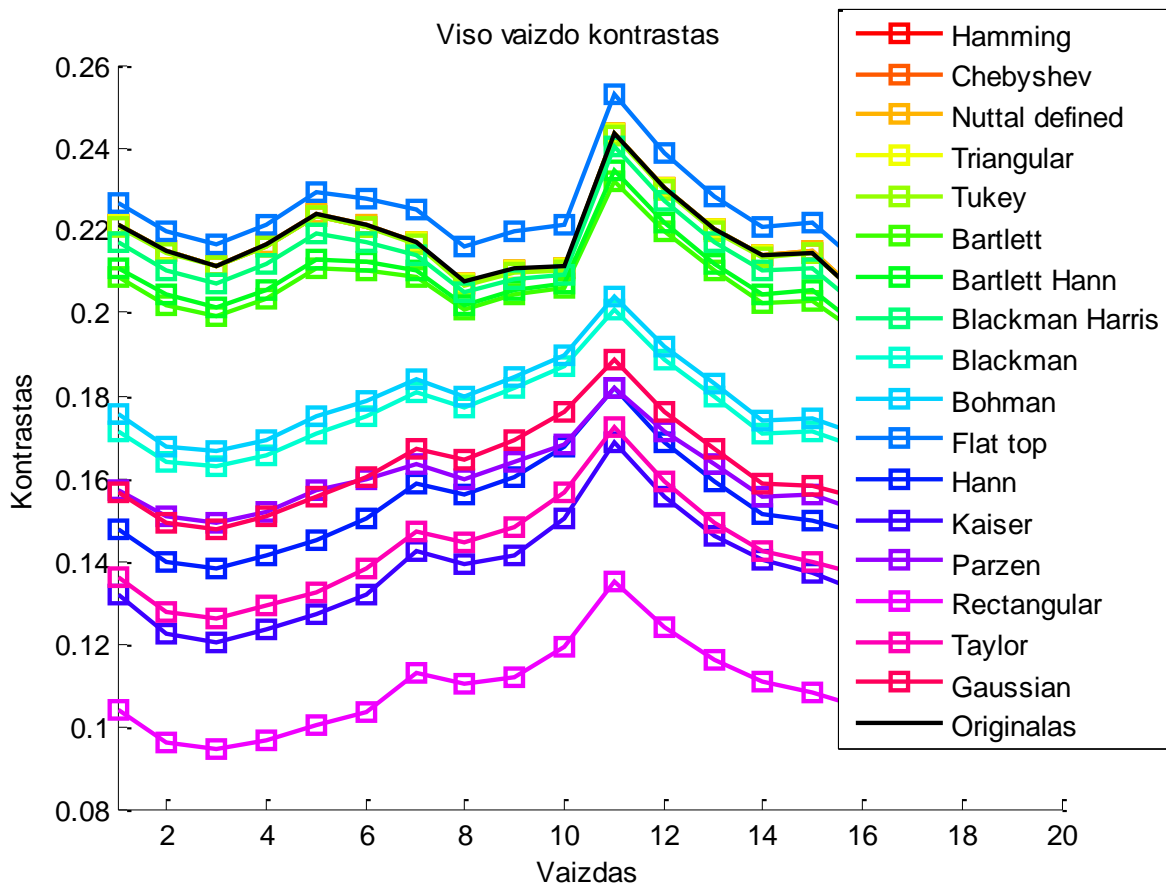


3.13 pav. SAŽ sąnarys a)originalus vaizdas; b) po filtravimo medianos filtru, kurio lango dydis 2x2

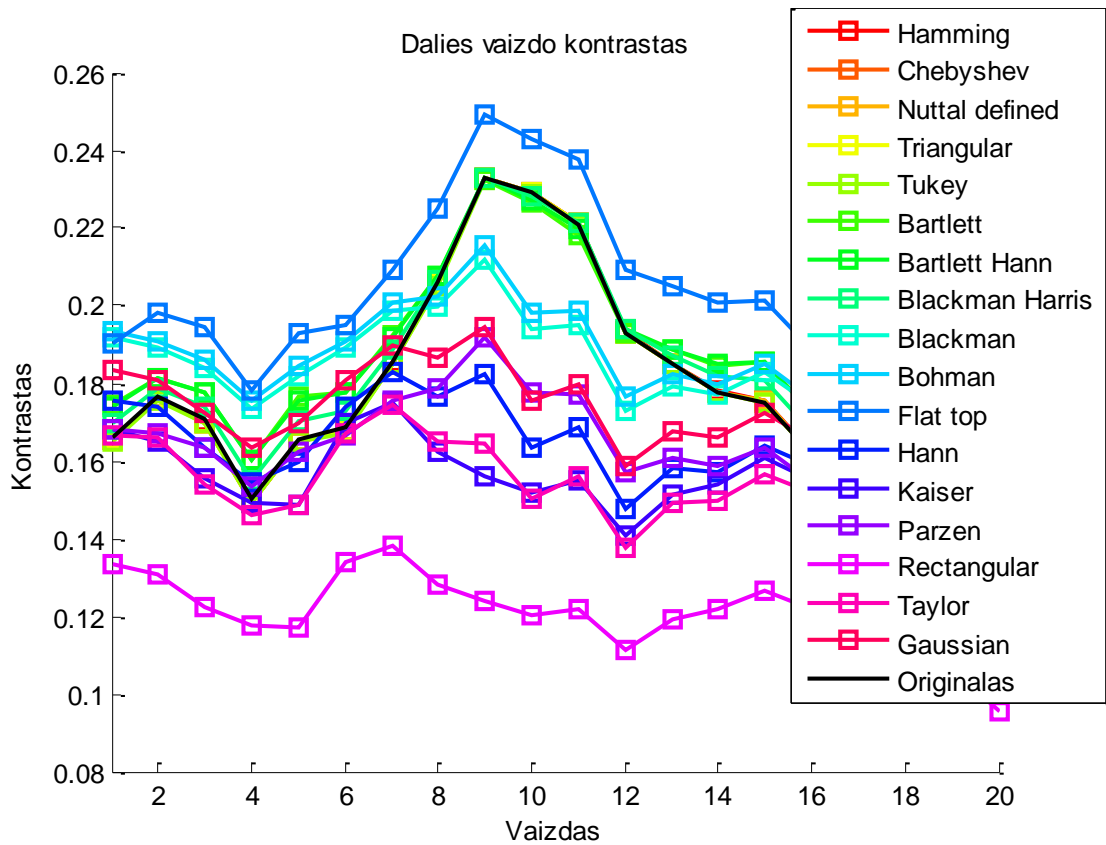
### 3.1.4 Triukšmo mažinimas taikant langų metodą

Šalinant triukšmą langų metodu testuojama 17 skirtingų RIR filtrų, kurie yra projektuoti taikant skirtingos formos langus. Kiekvieno filtro parametrai optimizuoti atskirai, atrenkami parametų rinkiniai su kuriais viso, dalies vaizdo kontrastas bei dalies vaizdo gradiento kontrastas būtų didžiausias. Viso vaizdo kontrastas padidėja vaizdą nufiltravus su filtru, kuris projektuotas su „Flat top“ langu — po filtravimo su kitais langais, viso vaizdo kontrastas daugeliu atvejų sumažėja (3.14 pav.). Dalies vaizdo kontrastas padidėja taikant filtrus, projektuotus su skirtingais langais, tačiau vaizdų kontrastas padidėja ne visuose vaizduose

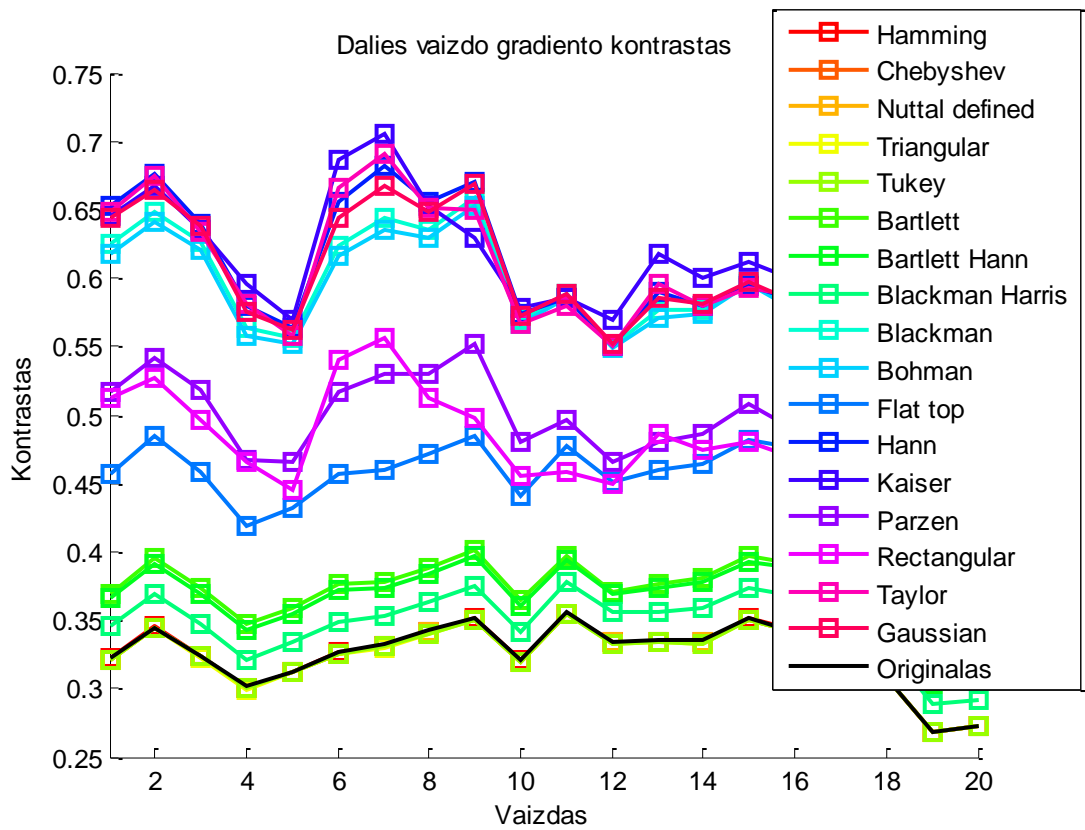
(3.15 pav.). Dalies vaizdų kontrastas, kuriuose aiškiai matomas SAŽ sąnarys (4,5,6, 13, 14, 15 numeriu pažymėti vaizdai), padidėja po filtravimo su filtrais, kurie projektuoti su: „Bartlett“, „Bartlett Hann“, „Blackman Harris“, „Bohman“, „Flat top“ langais. Didžiausiu kontrastu pasižymi vaizdai su „Flat top“ langu projektuotu filtru.



3.14 pav. Originalaus ir nufiltruoto su skirtingais 17 filtrų, projektuotais langų metodu , vaizdo viso kontrastas



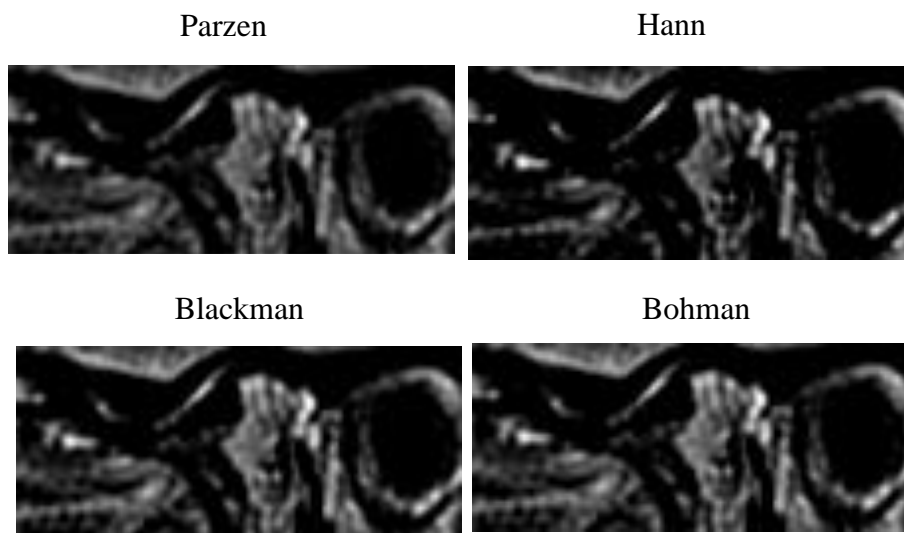
3.15 pav. Originalaus ir nufiltruoto su skirtingais 17 filtrų, projektuotais langų metodu, dalies vaizdo kontrastas



3.16 pav. Dalies vaizdo gradiento kontrastas

Langų metodu projektuotų filtrų privalumas yra jų gebėjimas išryškinti ribas tarp atskirų struktūrų (3.16 pav.). Iš 17 testuojamų filtrų 12 filtrų išryškina struktūrų ribas („Bartlett“, „Bartlett Hann“, „Blackman Harris“, „Blackman“, „Bohman“, „Flat top“, „Hann“, „Kaiser“, „Parzen“, „Rectangular“, „Taylor“, „Gaussian“).

Vertinant vizualiai, geriausiu kontrastu pasižymi vaizdai, apdoroti filtrais, kurių projektavimui pasirinkti langai: „Parzen“, „Hann“, „Blackman“, „Bohman“ (3.17 pav.).



3.17 pav. SAŽ sąnarys po filtravimo

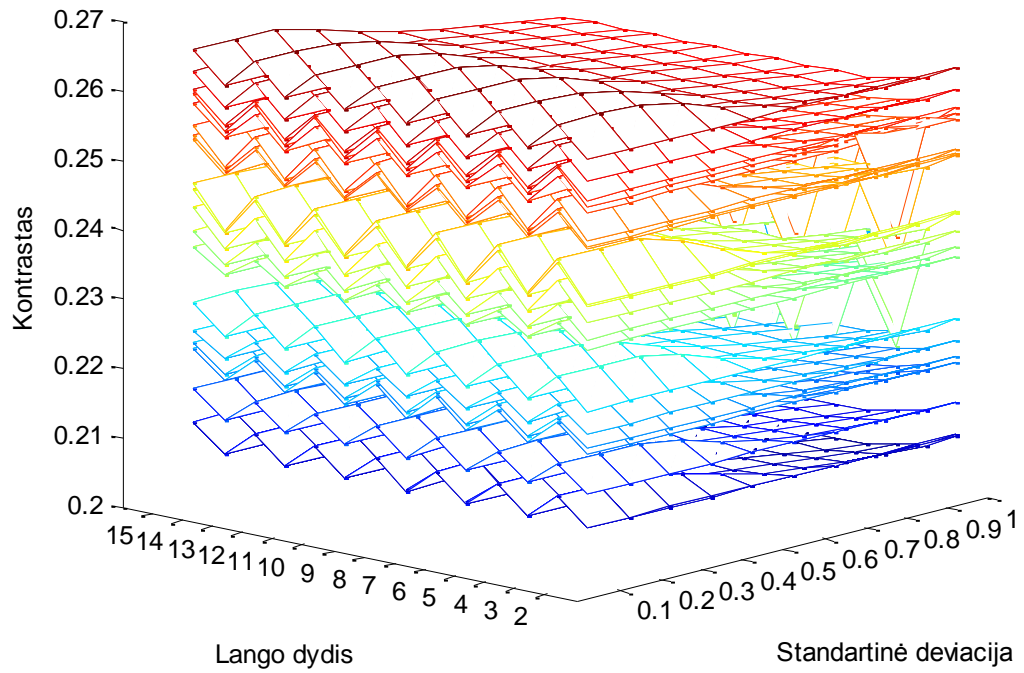
### 3.1.5 Triukšmo mažinimas taikant Gauso filtrą

Gauso filtras yra žemų dažnių, ribotos impulsinės reakcijos filtras. Šio filtro impulsinė reakcija yra Gauso funkcija. Gauso filtras pasižymi tuo, kad jo poveikis yra nei skubinamas, nei uždelsiamas, todėl Gauso filtras turi įmanomai mažiausią delsimą [34].

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\delta^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\delta^2}} \quad (8)$$

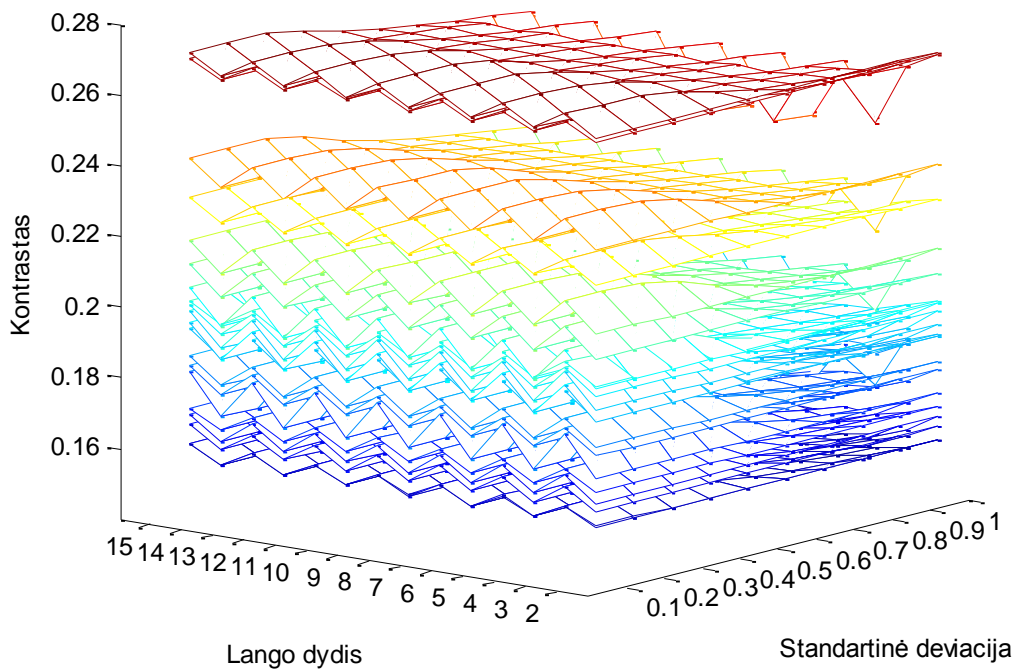
Kur  $G(x, y)$  — Gauso funkcija,  $\delta$  — standartinė deviacija,  $x, y$  — atstumas nuo  $x$  ir  $y$  ašies atitinkamai. Testuojant Gauso filtrą, keičiami du parametrai — Gauso funkcijos lango dydis, į kurį patekę vaizdo taškai, filtruojami bei standartinė deviacija.

### Viso vaizdo kontrastas



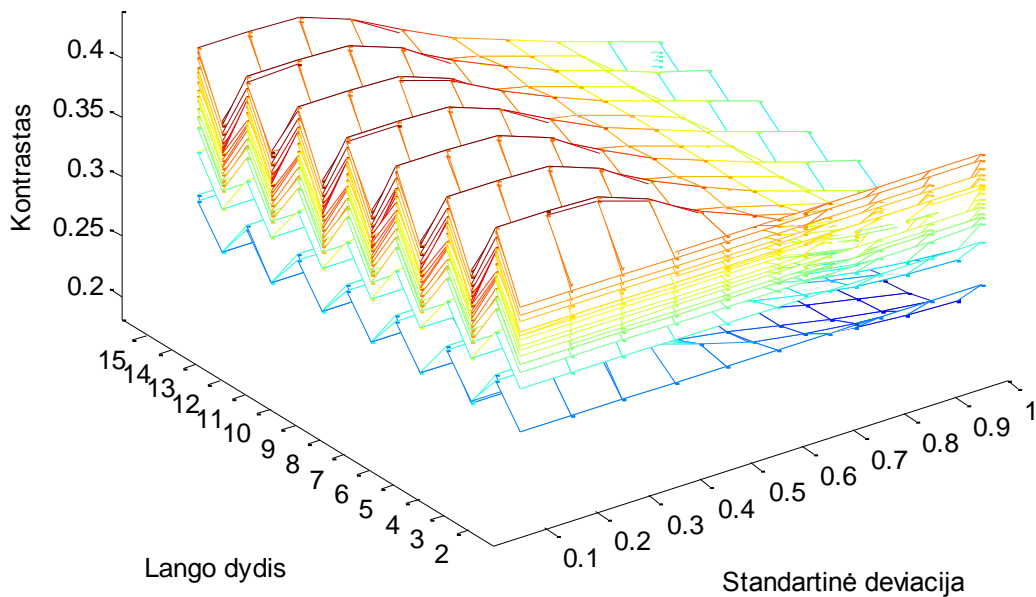
3.18 pav. Viso vaizdo kontrasto priklausomybė nuo Gauso lango dydžio ir standartinės deviacijos vertės, skirtingomis spalvomis pažymėti skirtingi vaizdai

### Dalies vaizdo kontrastas



3.19 pav. Dalies vaizdo kontrasto priklausomybė nuo Gauso lango dydžio ir standartinės deviacijos vertės, skirtingomis spalvomis pažymėti skirtingi vaizdai

## Dalies vaizdo gradiento kontrastas



3.20 pav. Dalies vaizdo kontrasto priklausomybė nuo Gauso lango dydžio ir standartinės deviacijos vertės, skirtingomis spalvomis pažymėti skirtingi vaizdai

Iš pateiktų paveikslėlių (3.18, 3.19 ir 3.20 pav.) matyti, jog vaizdo kontrastas didėjant lango dydžiui periodiškai kinta. Vaizdai pasižymi didesniu kontrastu, kuomet Gauso filtro lango dydžio kraštinės ilgis yra nelyginis skaičius. Vaizdo kontrastas ima mažėti, kuomet standartinė deviacija yra didesnė nei 0.3, išmintis kuomet skaičiuojamas dalies vaizdo gradientas. Dalies vaizdo gradiento kontrastas kinta nepastebimai, kuomet filtro lango kraštinės ilgis yra 2.

### 3.1.6 Triukšmo mažinimas taikant Wiener'io filtrą

Wiener'io filtras yra žemų dažnių RIR. Šis filtras naudoja statistinį, vietinių vaizdo taškų (vaizdo taškų lango) įvertinimą. Wiener'io filtras apskaičiuoja pasirinkto dydžio lange esančių vaizdo taškų vidurkį ir standartinę deviaciją pagal formules (9-10):

$$\mu = \frac{1}{NM} \sum_{x_i y_j} a(x_i y_j) \quad (9)$$

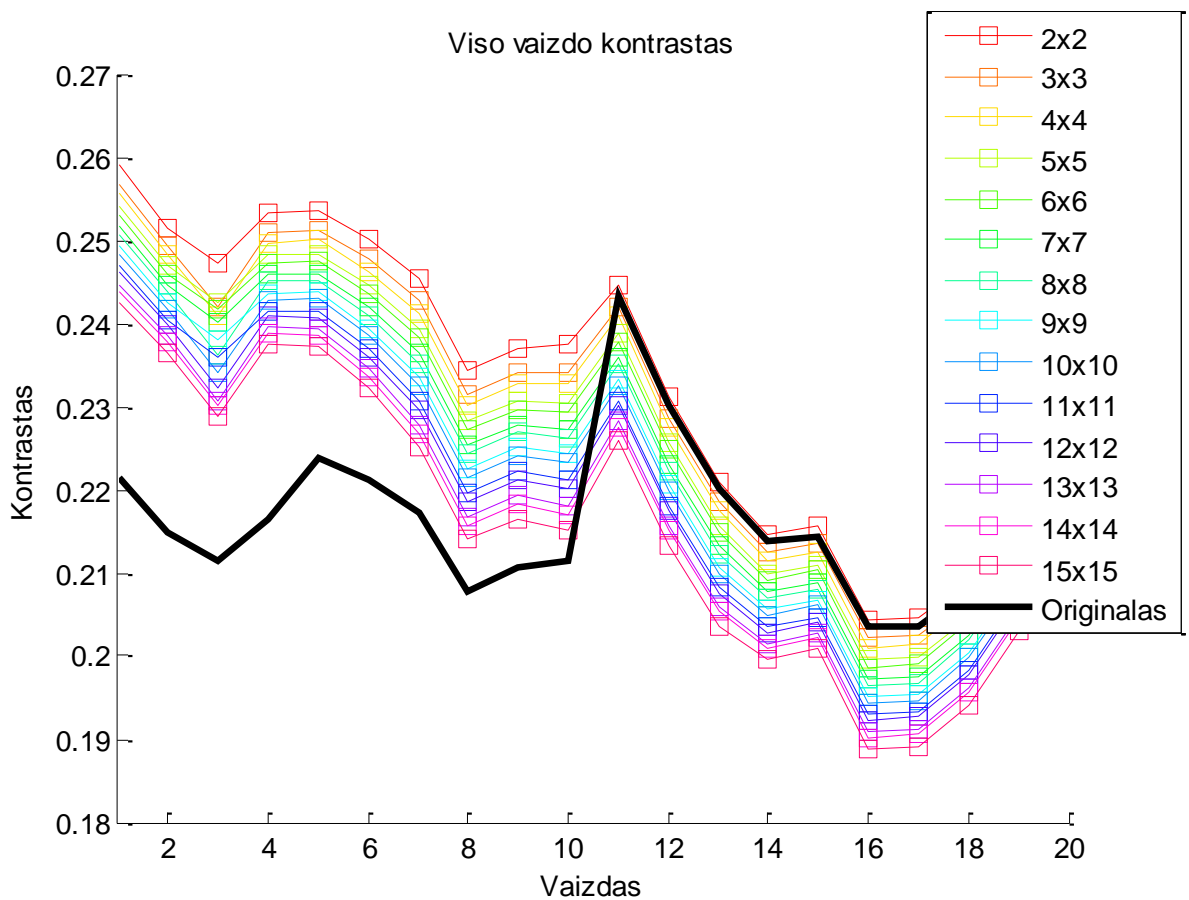
kur  $N, M$  — pasirinkto lango kraštinių dydžiai,  $a$  — vaizdo taškas.

$$\delta = \sqrt{\frac{1}{NM} \sum_{i,j=1}^{NM} (x_{i,j} - \mu)^2} \quad (10)$$

Naujojo vaizdo taško vertė paskaičiuojama pagal formulę:

$$b(x_i, y_j) = \mu + \frac{\delta^2 - v^2}{\delta^2} (a(x_i y_i) - \mu) \quad (11)$$

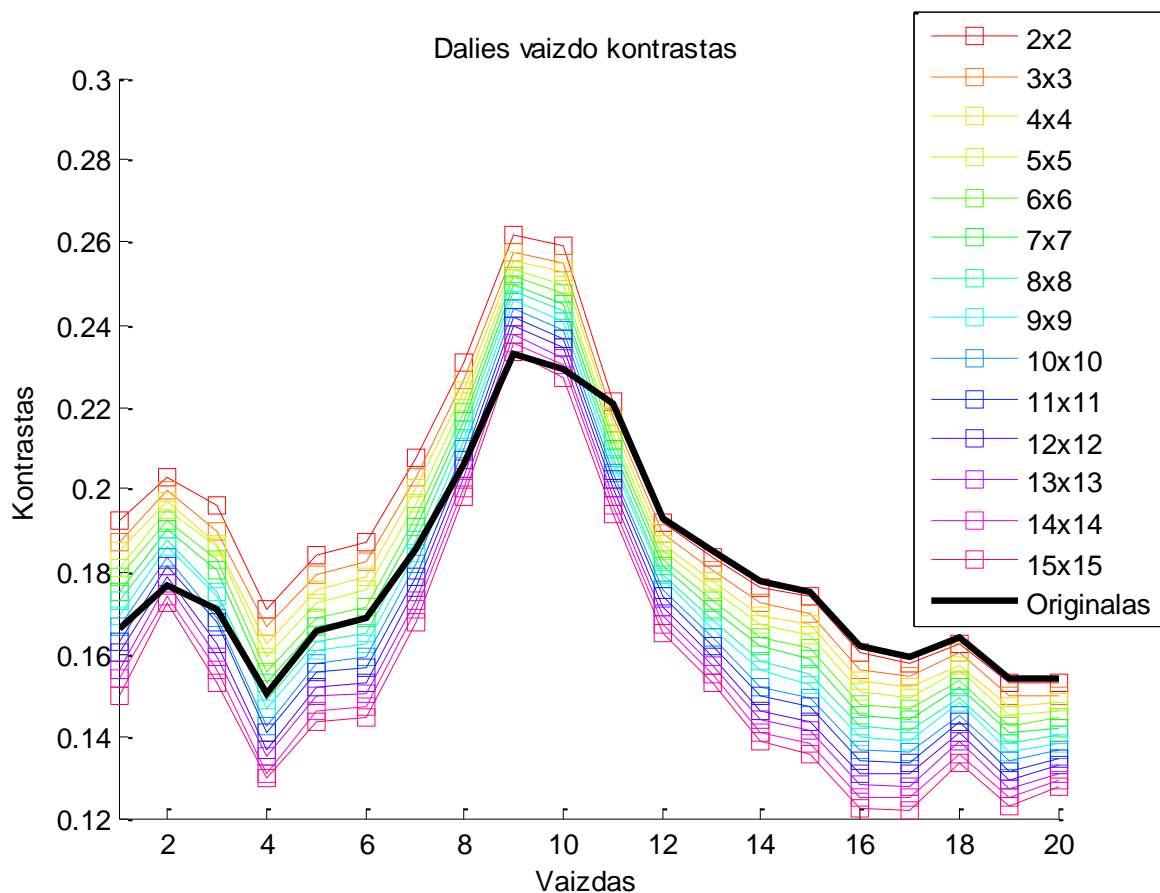
kur  $b(x_i, y_j)$  — naujoji vaizdo taško vertė,  $v$  — vaizdo taškų variacijų vidurkis. Darome prielaidą, jog vaizdo taškų verčių variacijos apie vidurkį vidurkis yra vaizde stebimas triukšmas, todėl filtro optimizavimo metu, keičiame tik filtracijos lango dydį. Lango dydis kinta nuo  $2 \times 2$  iki  $15 \times 15$  vaizdo taškų.



3.21 pav. Originalaus ir nufiltruoto, su skirtingais Wiener'io filtro langų dydžiais, viso vaizdo kontrastas

Wiener'io filtras puikiomis kontrasto didinimo savybėmis pasižymi 10 vaizdų, kuomet vertinamas viso vaizdo kontrastas, tačiau likusioje 10 vaizdų, kontrastas nėra padidinamas. Stebima tendencija — kuo lango dydis didesnis, tuo kontrastas po vaizdo apdorojimo mažesnis (3.21 pav.).

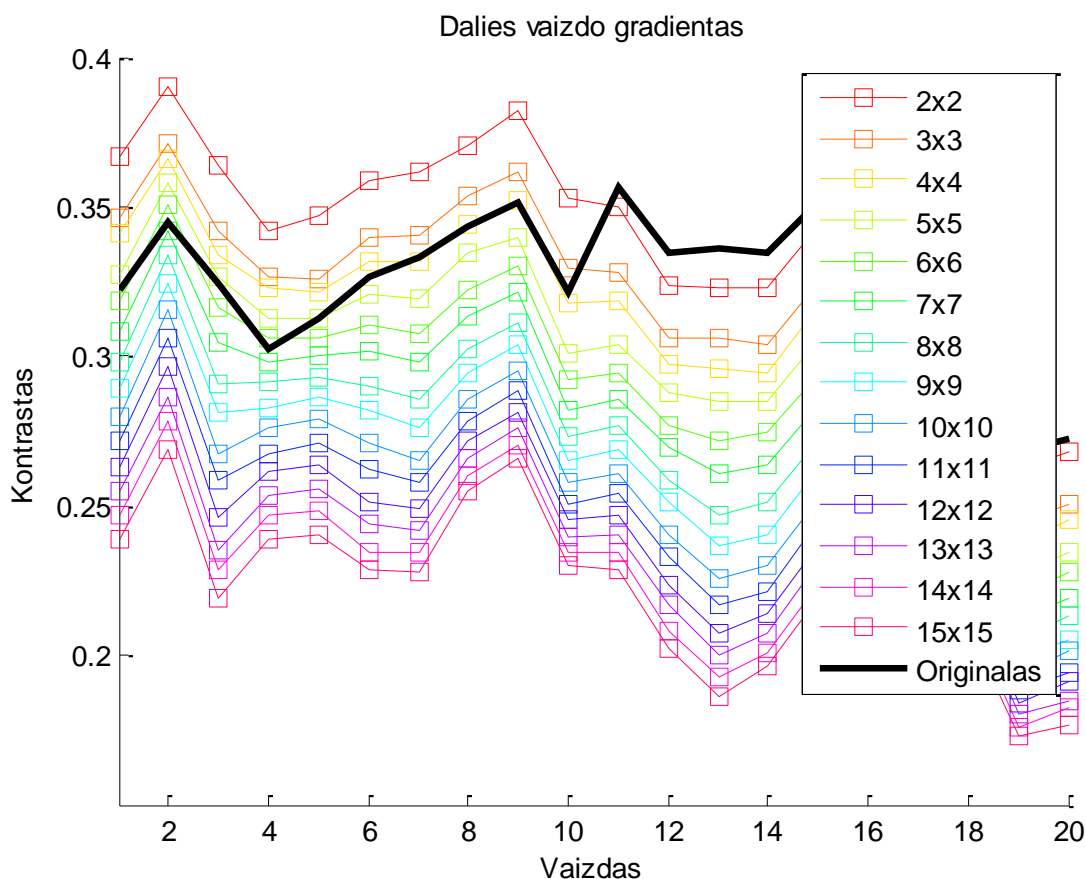
Vertinant dalies vaizdo kontrastą, Wiener'io filtras ne toks efektyvus didinant kontrastą. 3 vaizduose, kuriuose aiškiai matyti SAŽ sąnarys, Wiener'io filtras su 6 skirtingo dydžio langais padidina kontrastą, tačiau likusiuose 3 vaizduose, kontrastas sumažėja (3.22 pav.).



3.22 pav. Originalaus ir nufiltruoto, su skirtingais Wiener'io filtro langų dydžiais, dalies vaizdokontrastas

Po vaizdo apdorojimo Wiener'io filtru SAŽ sąnario ir aplinkinių audinių ribos išryškėja daugiausia 10 vaizdų, t.y. pusę, iš visų filtruojamų vaizdų. Geriausiai ribas išryškina Wiener'io filtras, kurio filtruojamo lango dydis yra 2×2 (3.23 pav.).





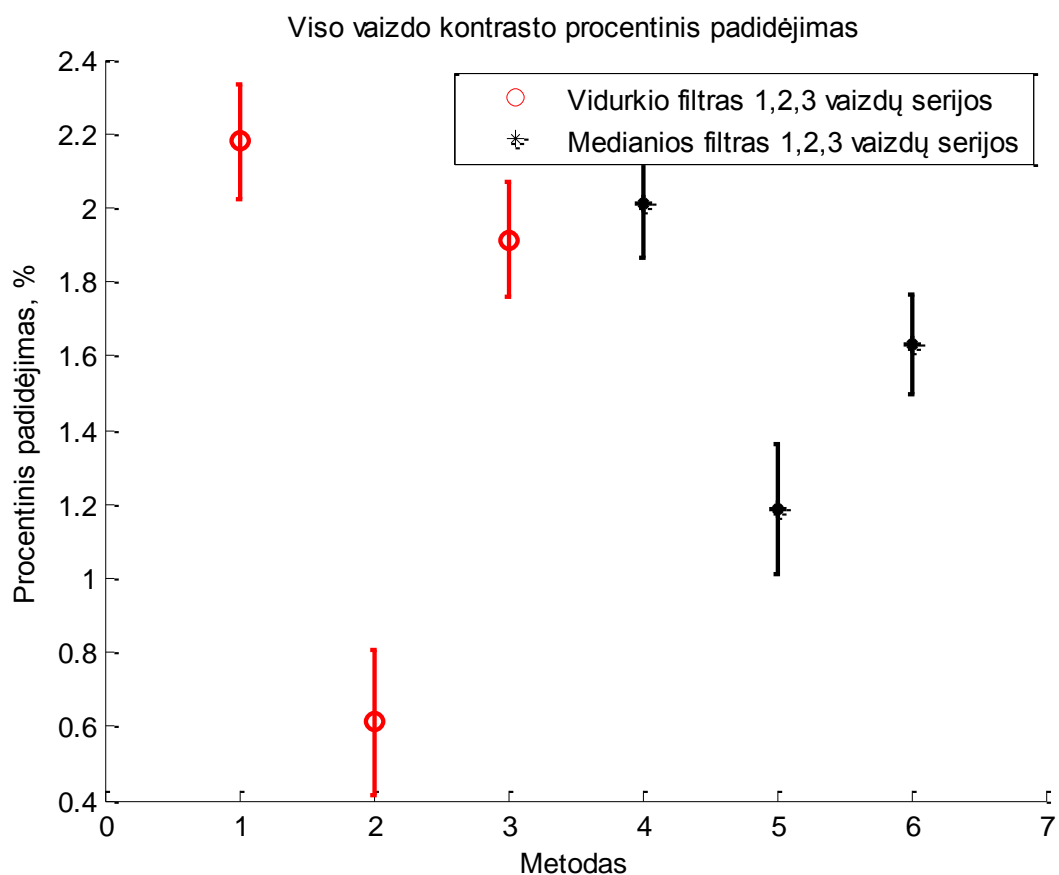
3.23 pav. Dalies vaizdo gradiento kontrastas

### 3.1.7 Triukšmo mažinimo metodų tarpusavio palyginimas

Nustatant optimalų triukšmo šalinimo metodą, tarpusavyje lyginami skirtingi metodai, su optimaliais parametrais. Metodų testavimui naudojami 3 skirtingų pacientų BMR galvos srities vaizdai, kuriuose matosi SAŽ sąnarys. Pasirinkti vertinimo kriterijai yra viso vaizdo kontrasto, dalies vaizdo kontrasto ir dalies vaizdo gradiento kontrasto procentinis padidėjimas.

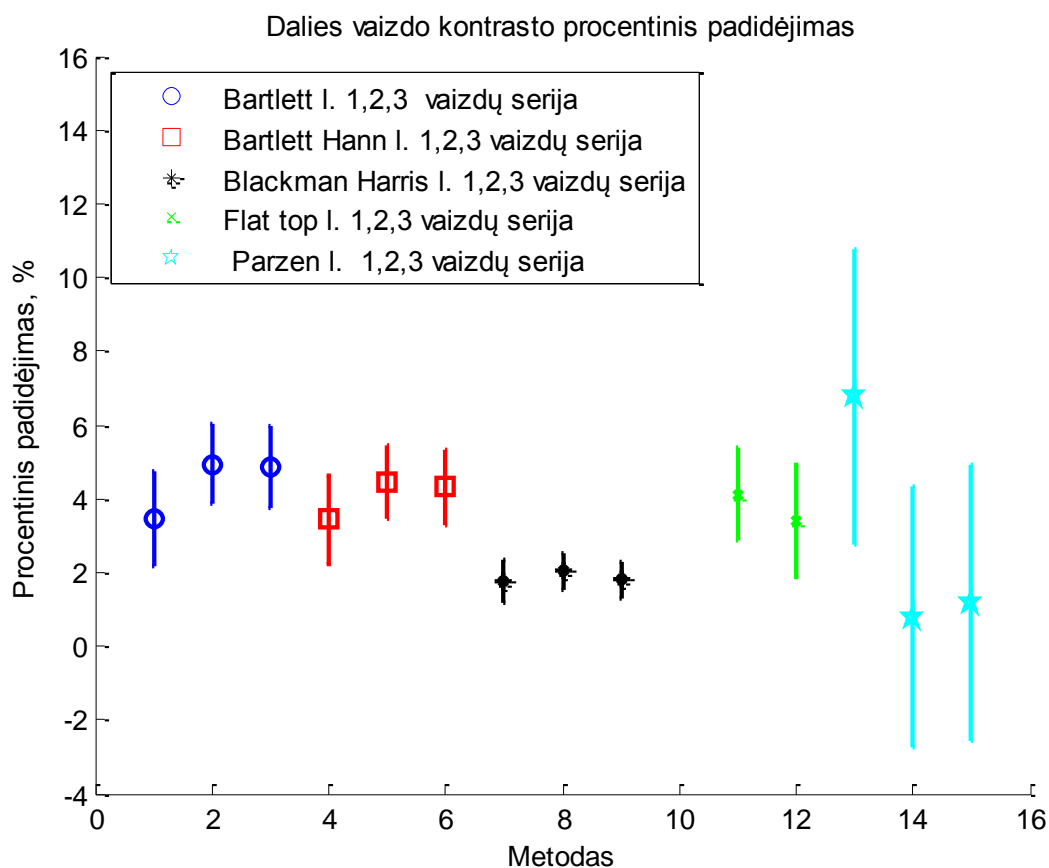
32 paveikslėlyje grafiškai pavaizduoti du triukšmo mažinimo metodai, kurie padidina viso vaizdo kontrastą visose 3-ose vaizdų serijose. Pastarajame grafike pateiktas kontrasto padidėjimo vidurkiai. Kontrasto padidėjimo vidurkis skaičiuojamas sudedant visų nuotraukų procentinį padidėjimą ir padalinant iš nuotraukų skaičiaus, taip pat skaičiuojama procentinis pasikliautinas intervalas. Viso vaizdo kontrastas, 3 pacientų SAŽ sąnario BMR vaizduose, padidėja, taikant vidurkio ir medianos filtrą (3.24 pav.). Taikant vidurkio filtrą, viso vaizdo kontrastas labiausiai padidėja pirmo paciento BMR vaizdų serijoje  $2,17 \pm 0,15$  %, čia kontrasto padidėjimo standartinis nuokrypis 0,32 %, mažiausiai kontrastas padidėja antro paciento BMR vaizdų serijoje  $0,61 \pm 0,20$  %, čia kontrasto padidėjimo standartinis nuokrypis 0,41 %. Taikant medianos filtrą, didžiausiu viso vaizdo kontrasto padidėjimu pasižymi pirmo paciento duomenys, vidutinis šių BMR serijos vaizdų kontrasto padidėjimas  $2,00 \pm 0,14$  %, čia kontrasto padidėjimo

standartinis nuokrypis 0,30 %, mažiausiu viso vaizdo kontrasto padidėjimu pasižymi antro paciento duomenys  $1,19 \pm 0,18$  %, standartinis nuokrypis siekia 0,37 %. Iš šių duomenų matyti, jog medianos filtras yra stabilesnis didinant viso vaizdo kontrastą, nes skirtumas tarp didžiausio ir mažiausio kontrasto padidėjimo yra mažesnis, nei vaizdus apdorojus vidurkio filtru ( $\Delta$ vidurkio = 1,57 %,  $\Delta$ medianos = 0.82 %), be to yra mažesnės pasikliautino intervalo vertės. Šių metodų pasikliautini intervalai persidengia, todėl vertinant statistiniu požiūriu, dydžiai tarpusavyje statistiškai nesiskiria. Dėl šios priežasties, galima daryti išvadą, jog efektyvesnis viso vaizdo kontrasto padidinimo metodas kaskart priklauso nuo pradinių duomenų.



3.24 pav. Viso vaizdo kontrasto padidėjimo procentinis vidurkis pritaikius 3 triukšmo šalinimo metodus ir jų pasikliautini intervalai

Tiriant dalies vaizdo, kuriame matosi SAŽ sąnarys, kontrasto padidėjimą, išsiskiria 5 metodai, kuriuos pritaikius, vaizdo kontrasto padidėjimo vidurkis yra teigiamas (3.25 pav.). Dalies vaizdo kontrasto padidėjimo skirtingų metodų vidurkiai ir jų pasikliautini intervalai persidengia, todėl galima daryti prielaidą, jog šiems filtrams padavus naują vaizdų seriją, galutiniai nufiltruoti vaizdų rezultatai tikėtina bus gaunami panašūs, nes statistiniu požiūriu, šie metodai nesiskiria.



3.25 pav. Dalies vaizdo kontrasto padidėjimo procentinis vidurkis pritaikius 5 geriausius triukšmo šalinimo metodus ir jų patikimumo intervalai

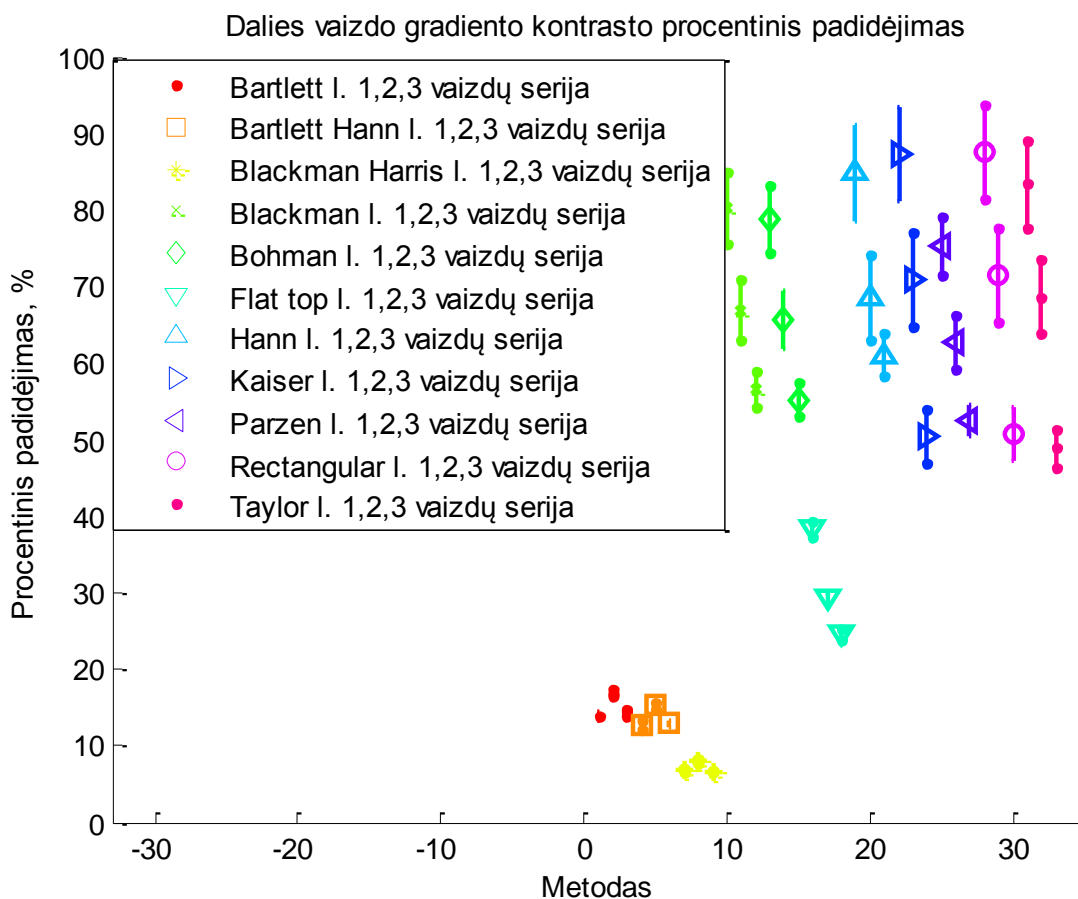
Statistiškai vertinant filtrų gebėjimą padidinti dalies vaizdo kontrastą (3.1 lentelė), matyti, jog 1 paciento BMR vaizdų dalies kontrastą labiausiai padidina RIR filtras projektuotas su „Flat Top“ langu (dalies vaizdo kontrastas padidėja  $12,46 \pm 1,66$  %), tačiau šio filtro procentinis skirtumas, tarp maksimalaus ir minimalaus kontrasto padidinimo, yra pats didžiausias (9,07 %), todėl galima daryti išvadą, kad jis yra itin jautrus pradiniam duomenim. Antrojo ir trečiojo pacientų dalies vaizdų didžiausias procentinis kontrasto padidėjimas yra stebimas pritaikius filtrą, projektuotą su „Bartlett“ langu  $4,95 \pm 1,66$  % ir  $4,85 \pm 1,11$  %. Su „Bartlett“ langu projektuotas filtras yra vienas stabiliausių, nes procentinio padidėjimo skirtumas tarp didžiausio padidinimo ir mažiausio yra 1,5 %. Stabiliausias ir mažiausiai jautrus pradiniam duomenim — filtras projektuotas su „Blackam Harris“ langu, filtro maksimalaus ir minimalaus dalies vaizdo kontrasto padidėjimo skirtumas yra pats mažiausias ir siekia 0,29 %.

3.1 lentelė. Procentinis dalies vaizdo kontrasto padidėjimas

Metodas	Pacientas	Procentinis vid. Padidėjimas, %	Standartinis nuokrypis, %	Pasikliautinas intervalas, %	$\Delta$ procentinis padidėjimas, %
Bartlett	1	3,45	2,65	$\pm 1,27$	1,5
	2	4,95	2,26	$\pm 1,08$	
	3	4,85	3,11	$\pm 1,11$	
Bartlett Hann	1	3,43	2,46	$\pm 1,18$	1,02
	2	4,45	2,05	$\pm 0,99$	
	3	4,31	2,84	$\pm 1,02$	
Blackman Harris	1	1,74	1,22	$\pm 0,58$	0,29
	2	2,03	1,00	$\pm 0,48$	
	3	1,80	1,45	$\pm 0,52$	
Flat Top	1	12,46	3,46	$\pm 1,66$	9,07
	2	4,11	2,63	$\pm 1,26$	
	3	3,39	4,30	$\pm 1,54$	
Parzen	1	6,76	8,32	$\pm 3,99$	5,98
	2	0,78	7,37	$\pm 3,54$	
	3	1,17	10,47	$\pm 3,74$	

Paskutinis vertinimo kriterijus yra dalies vaizdo gradiento kontrastas. Šis vertinimo kriterijus atspindi filtrų gebėjimą ryškinti audinių ribas. 3 pacientų vaizdų serijų dalies vaizdo gradiento kontrastą padidina RIR filtrai, kurie yra projektuoti langų metodu (3.26 pav.). Remiantis gradiento kontrasto vidutinio procentinio padidėjimo vertėmis ir pasikliautinių intervalų persidengimais, šiuos filtrus galima suskirstyti į tris grupes (3.2 lentelė). Pirmajai grupei priklausantys filtrai dalies vaizdo gradiento kontrastą padidina nuo  $6,62 \pm 0,26$  % iki  $15,31 \pm 0,42$  %. Pirmajai grupei priklauso filtrai projektuoti su „Bartlett“, „Bartlett Hann“ ir „Blackman Harris“ langais. Antrajai grupei priklauso filtras projektuotas su „Flat Top“ langu. Pritaikius pastarąjį filtrą, vaizdų gradiento kontrasto procentinis padidėjimas svyruoja intervale nuo  $24,6 \pm 0,75$  % iki  $38,32 \pm 0,9$  %. Trečioji filtrų grupė pasižymi didžiausiu dalies vaizdo gradiento procentiniu padidėjimu. Gradiento kontrastas padidėja nuo  $48,88 \pm 2,40$  % iki  $87,59 \pm 6,09$  %. Šiai grupei priklauso filtrai projektuoti su „Blackman“, „Bohman“, „Hann“, „Kaiser“, „Parzen“, „Rectangular“ langais.

Gautus vaizdus vertinant vizualiai, SAŽS ir aplinkinių audinių ribos yra ryškiausios pritaikius filtrus projektuotus su „Parzen“, „Hann“, „Blackman“, „Bohman“ langais.



3.26 pav. Dalies vaizdo gradiento kontrasto padidėjimo procentinis vidurkis pritaikius 11 geriausių triukšmo šalinimo metodų ir jų patikimumo intervalai

3.2 lentelė. Procentinis dalies vaizdo gradiento kontrasto padidėjimas

Metodas	Pacientas	Procentinis vid. Padidėjimas, %	Standartinis nuokrypis, %	Pasikliautinas intervalas, %	$\Delta$ procentinis padidėjimas
Bartlett	1	13,77	1,24	$\pm 0,60$	3,10
	2	16,87	0,88	$\pm 0,42$	
	3	14,39	1,45	$\pm 0,52$	
Bartlett Hann	1	12,70	1,04	$\pm 0,50$	2,62
	2	15,31	0,87	$\pm 0,42$	
	3	12,93	1,31	$\pm 0,47$	
Blackman Harris	1	6,74	0,50	$\pm 0,24$	1,36
	2	7,98	0,57	$\pm 0,28$	
	3	6,62	0,73	$\pm 0,26$	
Blackman	1	80,29	9,73	$\pm 4,67$	23,68
	2	66,93	8,43	$\pm 4,05$	
	3	56,62	6,32	$\pm 2,26$	
Bohman	1	78,76	9,15	$\pm 4,39$	23,59
	2	65,69	7,99	$\pm 3,84$	
	3	55,17	6,12	$\pm 2,19$	
Flat Top	1	38,32	1,87	$\pm 0,90$	13,72

Metodas	Pacientas	Procentinis vid. Padidėjimas, %	Standartinis nuokrypis, %	Pasikliautinas intervalas, %	Δ procentinis padidėjimas
	2	29,25	1,60	± 0,77	
	3	24,60	2,10	± 0,75	
Hann	1	84,82	12,97	± 6,23	23,72
	2	68,54	11,33	± 5,44	
	3	61,10	7,90	± 2,82	
Kaiser	1	87,27	12,86	± 6,17	36,82
	2	70,90	12,92	± 6,20	
	3	50,44	10,06	± 3,59	
Parzen	1	75,23	7,93	± 3,81	22,62
	2	62,74	7,09	± 3,40	
	3	52,60	5,71	± 2,04	
Rectangular	1	87,59	12,69	± 6,09	36,89
	2	71,58	12,76	± 6,13	
	3	50,70	9,91	± 3,54	
Taylor	1	83,37	11,68	± 5,61	34,49
	2	68,71	10,03	± 4,82	
	3	48,88	6,72	± 2,40	

### 3.1.8 Skyriaus apibendrinimas

Šią darbo dalį galima apibendrinti ir padaryti keletą išvadų:

- Išbandyti populiariausi ir literatūroje minimi geriausiai SAŽS BMR vaizduose esančio triukšmo šalinimo metodai. Viso vaizdo didžiausias kontrastas yra gaunamas apdorojant vaizdus su vidurkio ir medianos filtrais. Šių filtrų standartinės deviacijos intervalai persidengia, todėl efektyviausio filtro pasirinkimas priklauso nuo pirminių duomenų, tačiau iš gautų rezultatų matyti, jog medianos filtras yra stabilesnis.
- Dalies vaizdo kontrasto (SAŽ sąnario su aplinkiniais audiniais) procentinio padidėjimo vidurkis yra teigiamas pritaikius RIR filtrus projektuotus su „Bartlett“, „Bartlett Hann“, „Blackman Harris“, „Flat Top“, „Parzen“ langais. Šių filtrų procentinio padidėjimo patikimumo intervalai persidengia, todėl gaunami rezultatai yra panašūs, tačiau vertinant filtro stabilumą, stabiliausi yra filtrai projektuoti su „Bartlett“, „Bartlett Hann“ ir „Blackman Harris“ langais. Filtrų, projektuotų su „Flat Top“ ir „Parzen“ langais, veikimas priklauso nuo pirminių duomenų.
- Vaizdo gradiento kontrastas (ribų ryškumas tarp SAŽ sąnario ir aplinkinių audinių) padidėja taikant filtrus projektuotus langų metodu. SAŽ sąnario didžiausias gradiento kontrasto procentinis padidėjimas stebimas po filtravimo su filtrais, kurių projektavimui pasirinkti „Blackman“, „Bohman“, „Hann“, „Kaiser“, „Parzen“, „Rectangular“ ir „Taylor“ langai. Vertinant vizualiai SAŽ sąnario ir aplinkinių audinių ribos yra

ryškiausios pritaikius filtras projektuotus su „Parzen“, „Hann“, „Blackman“, „Bohman“ langais.

- SAŽ sąnario segmentacijai tinkamiausi vaizdai, kuriuose SAŽ sąnarys yra kontrastingas ir turi aiškias ribas su aplinkiniais audiniais, todėl prieš atliekant segmentaciją vertėtų apdoroti vaizdus su optimaliu RIR filtru, projektuotu langų metodu.

### 3.2 SAŽS segmentavimas

SAŽS disko segmentacijos išbandymui pasirenkamas nesudėtingai realizuojamas Otsu segmentavimo metodas. Otsu metodas leidžia pilkos skalės vaizdą paversti į binarinį vaizdą. Algoritmas grįstas prielaida, jog vaizde yra 2 klasių vaizdo taškai — objekto ir fono. Parinkus optimalų slenkstį, šias dvi vaizdo taškų klases galima atskirti [37].

Visų pirma ieškoma tikimybių, kad atsitiktinai parinktas vaizdo taškas turės  $k$  intensyvumo vertę:

$$p_k = \frac{n_k}{M \cdot N} \quad (12)$$

$n_k$  – vaizdo taškų, kurių intensyvumas  $k$  skaičius vaizde, bendras vaizdo taškų skaičius vaizde  $M$  – eilučių skaičius,  $N$  – stulpelių skaičius. Tikimybė, kad pasirinktas vaizdo taškas priklauso vienai iš klasių:

$$\omega_1(t) = \sum_0^t p(i) \quad (13)$$

Vidutiniai intensyvumo lygiai:

$$\mu_1(t) = \frac{[\sum_0^t p(i)x(i)]}{\omega_1} \quad (14)$$

Esant optimaliai slenkstinei vertei  $t$ , tarpklasinių vaizdo taškų dispersija yra mažiausia. Bendrą abiejų klasių dispersiją galima paskaičiuoti:

$$\sigma_\omega^2(t) = \omega_1(t)\sigma_1^2(t) + \omega_2(t)\sigma_2^2(t) \quad (15)$$

Dispersijų skirtumo minimizavimas:

$$\sigma_b^2(t) = \sigma^2 - \sigma_\omega^2(t) = \omega_1(t)\omega_2(t)[\mu_1(t) - \mu_2(t)]^2 \quad (16)$$

Optimaliu slenkščiu yra laikomas toks slenkstis, prie kurio dispersijų skirtumas yra mažiausias. Parinkus optimalų slenkstį pilkos skalės vaizdo taškų vertės pakeičiamos į baltą ir juodą [37].



Didžiausi segmentavimo netikslumai pastebimi ties sąnarine galva. Viena iš priežasčių, kodėl vaizdo taškų intensyvumų vertės yra panašios šioje srityje, yra ta, jog sąnarinę galvą dengiančios fibrozinės kremzlės gilesniuose sluoksniuose esti ląstelių proliferacijos zona, kurios elementai gali diferencijuotis tiek į kremzlinį audinį, tiek į kaulinį. Dėl aptartų fiziologinių priežasčių SAŽS diskas nėra kontrastingas kitų audinių atžvilgiu, todėl šiuos artefaktus algoritmo vartotojas gali interaktyviai pašalinti. Segmentacijos įvertinimui skaičiuojamas originalių pažymėtų ir po filtravimo SAŽ sąnarių vaizdų persidengimo plotas. Pirmo pacientų pažymėtų nuotraukų yra 9, antrojo 11, o trečiojo 15. Tyrimo metu, segmentuojami 3 pacientų SAŽ sąnariai. Prieš atliekant segmentavimą, pacientų duomenys nufiltruojami su vienu iš 5 RIR filtrų. RIR projektavimui naudojami „Blackman Harris“, „Blackman“, „Bohman“, „Flat top“, „Parzen langai“. Šie filtrai pasirinkti, dėl to, kad išryškina ribą tarp SAŽS ir aplinkinių audinių vertinant vizualiai bei atsižvelgiant į skaitinę vertę.

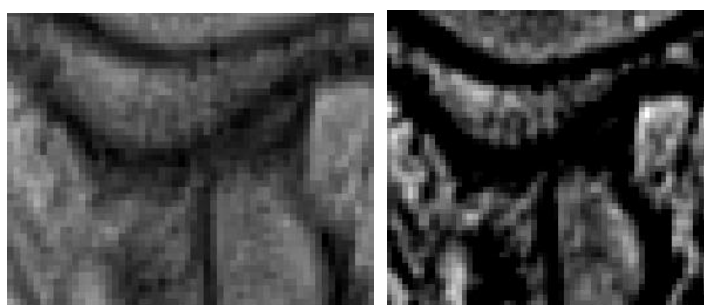
Segmentacijos įvertinimui yra skaičiuojamas persidengimo plotas ir metodo jautrumas. Persidengimo plotas įvertinamas segmentuoto ir eksperto pažymėto vaizdų sankirtos ir sąjungos santykiu. Segmentacijos metodo jautrumas įvertinamas:

$$jautrumas = \frac{TP}{TP+FN} \quad (17)$$

Kur  $TP$  — vaizdo taškai, kurie teisingai atrinkti ir priklauso SAŽS diskui,  $FN$  — vaizdo taškai, kurie priklauso SAŽS diskui, tačiau nebuvo susegmentuoti [38].

### 3.2.1 Segmentavimo algoritmas

Šio algoritmo pradžioje nuskaitomi nufiltruoti SAŽ sąnario duomenys. Siekiant tikslesnio segmentavimo, iškerpama vaizdų dalis, kuriuose yra SAŽ sąnarys (4.1 pav. b dalis).



a)

b)

4.1 pav. Iškirptas a) originalus, b) nufiltruotas SAŽ sąnarys

Iškirptuose vaizduose, kuriuose yra SAŽ sąnarys, ieškoma vaizdo taškų intensyvumų minimumai ir maksimumai, jei matoma, kad histograma nėra išnaudota, ji išplečiama (4.2 pav.). Išplečiant vaizdo histogramą šviesesni vaizdo taškai dar labiau pašviesinami, o tamsesni — patamsinami, todėl taikant Otsu segmentavimo metodą, parenkant optimalų slenkstį, objektas ir fonas turi didesnę intensyvumų skirtumą.



4.2 pav. SAŽ sąnario vaizdas, išplėsta histograma

Sekančiame žingsnyje atliekama SAŽ sąnario segmentacija (4.3 pav.). Iš gauto vaizdo matyti, jog juodais vaizdo taškais tapo ne tik vaizdo elementai, kurie priklauso SAŽ sąnariui, bet ir kiti vaizdo taškai. Dėl akies fiziologinių savybių geriau matyti baltus objektus tamsiame fone, sekančiame etape gautas vaizdas invertuojamas — juodos ir baltos spalvos vaizdo taškus pakeičia balti ir juodi vaizdo taškai atitinkamai.



4.3 pav. SAŽ sąnario vaizdas po segmentacijos taikant Otsu metodą

Tolimesniame vaizdo apdorojime, gauti artefaktai dalinai sumažinami panaudojus morfologines operacijas: eroziją (4.4 pav. a) ir išplėtimą (4.4 pav. b).

Morfologinės operacijos pašalina mažus vaizdo taškų klasterius, kurie nepriklauso objektui. Pašalinus klasterius, galima išskirti SAŽ sąnarį, segmentą smilkinio sąnarinės duobės bei apatinio žandikaulio sąnarinę galvą. Siekiant vaizde palikti tik SAŽ sąnarinį diską, algoritmo vartotojas gali interaktyviai pašalinti nereikalingus vaizdo taškus.

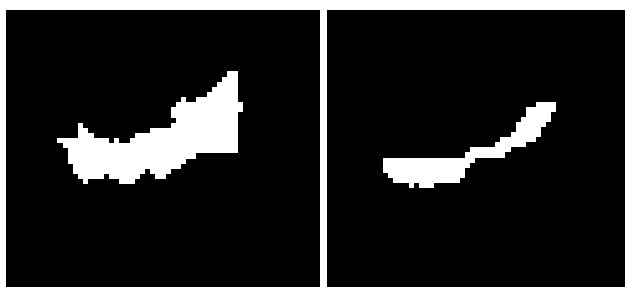


a)

b)

4.4 pav. SAŽ sąnarys a) atlikus eroziją, b) atlikus išplėtimą

Vaizdo taškų šalinimas atliekamas vaizde pažymėjus dvi stačiakampio viršūnes (kairėje pusėje viršuje esančią viršūnę ir dešinėje pusėje esančią apatinę viršūnę). Vaizdo taškai pakliuvę į stačiakampio formos langą tampa juodi. Tokiu būdu vieną kartą apkarpius vaizdą, tačiau nesant vartotojui patenkintam gautu rezultatu, algoritmas paklausia ar vartotojas nori tęsti karpymą, jei taip, vartotojui leidžiama papildomai apkarpyti vaizdą, jei ne, apkarpymui pateikiama sekanti nuotrauka. Po apdorojimo gautas vaizdas (4.5 pav. a) lyginamas su pažymėtu vaizdu (4.5 pav. b).



a)

b)

4.5 pav. SAŽS diskas a) segmentuotas vaizdas b) pažymėtas vaizdas

### 3.2.2 Skyriaus apibendrinimas

Šią darbo dalį galima apibendrinti ir padaryti keletą išvadų. Skirtingų pacientų segmentuoto ir pažymėto sąnario persidengimo vidurkis, priklausomai nuo prieš tai taikyto triukšmo šalinimo metodo, pateiktas 4.1 lentelėje. Ploto persidengimo vidurkis svyruoja nuo  $35,53 \pm 8,07$  % (standartinis nuokrypis 12,01 %) iki  $50,19 \pm 12,26$  (standartinis nuokrypis 15,92 %).

Didžiausias pirmojo paciento vaizdo persidengimo ploto vidurkis gautas pritaikius RIR filtrą, projektuotą su Parzen langu,  $50,19 \pm 12,26$ % (standartinis nuokrypis 15,92 %), antrojo paciento didžiausias sąnario vaizdų persidengimo vidurkis  $39,34 \pm 6,21$  % (standartinis nuokrypis 9,23 %) gautas pritaikius filtrą, projektuotą su Flat Top langu, triukšmo šalinimo etape, trečiojo paciento didžiausias vaizdų persidengimas gautas taikant filtrą, projektuotą su

Blackman langu,  $48,26 \pm 6,05$  % (standartinis nuokrypis 10,90 %). Persidengimo procentas visais atvejais pakankamai prastas. Segmentacijos metodo jautrumas svyruoja nuo  $56,11 \pm 7,51$  iki  $79,74 \pm 10,20$ . Žemą vaizdų persidengimo lygį lemia netiksli segmentacija, o patenkinamam jautrumo lygiui didžiausią įtaką daro vartotojo vaizdų apkarpymas.

4.1 lentelė. Plotų persidengimo vidurkis, metodo jautrumas

Filtrai	Pacientas	Plotų persidengimo vidurkis, %	Standartinė deviacija, %	Patikimumo intervalas, %	Jautrumas, %	Jautrumo patikimumo intervalas, %
Blackman Harris	1	49,51	16,91	$\pm 13,02$	75,24	$\pm 9,03$
	2	36,42	12,89	$\pm 8,67$	71,76	$\pm 14,22$
	3	47,05	11,99	$\pm 6,65$	66,3	$\pm 7,12$
Blackman	1	43,88	18,66	$\pm 14,36$	66,97	$\pm 13,43$
	2	36,44	12,37	$\pm 8,32$	75,83	$\pm 12,84$
	3	48,26	10,9	$\pm 6,05$	67,98	$\pm 10,25$
Bohman	1	46,03	14,16	$\pm 10,9$	72,11	$\pm 7,29$
	2	35,53	12,01	$\pm 8,07$	75,65	$\pm 12,24$
	3	41,18	16,43	$\pm 9,12$	60,36	$\pm 11,42$
Flat top	1	49,01	15,6	$\pm 12,02$	73,93	$\pm 8,04$
	2	39,34	9,23	$\pm 6,21$	79,74	$\pm 10,20$
	3	43,41	11,71	$\pm 6,5$	56,11	$\pm 7,51$
Parzen	1	50,19	15,92	$\pm 12,26$	76,83	$\pm 6,85$
	2	36,34	11,98	$\pm 8,05$	75,33	$\pm 13,92$
	3	44,9	13,6	$\pm 7,54$	63,45	$\pm 10,25$

## 4 IŠVADOS

### 4.1 Darbą apibendrinančios išvados

1) Vertinant triukšmo šalinimo metodų efektyvumą SAŽS BMR vaizduose, gauta, jog triukšmo mažinimui ir ribų ryškinimui tinkamiausi RIR filtrai, projektuoti langų metodu. Apdorojus SAŽS BMR vaizdus didžiausias gradiento kontrasto procentinis padidėjimas iki  $87,59 \pm 6,09$  %, stebimas taikant filtrus, kurių projektavimui pasirinkti „Blackman“, „Bohman“, „Hann“, „Kaiser“, „Parzen“, „Rectangular“ ir „Taylor“ langai. Vertinant vizualiai SAŽ sąnario ir aplinkinių audinių ribos yra ryškiausios pritaikius filtrus projektuotus su „Parzen“, „Hann“, „Blackman“, „Bohman“ langais. Galima daryti išvadą, jog filtrų, projektuotų langų metodu, efektyvumą lemia tai, kad filtrų parametrai keičiami dažnių srityje.

2) Otsu metodu segmentuotas SAŽS palygintas su eksperto pažymėtu SAŽS pasižymi mažu ploto perdengimo procentu, t.y. nuo  $35,53 \pm 8,07$  % iki  $50,19 \pm 12,26$  %, tačiau patenkinamu jautrumu nuo  $56,11 \pm 7,51$  % iki  $79,74 \pm 10,2$  %. Netikslaus segmentavimo pagrindinės priežastys:

- a. Pernelyg paprastas vaizdo segmentavimo metodas, kuriam didelę įtaką daro vartotojas (atlikdamas vaizdo taškų karpymą)
- b. Šis segmentavimas gali būti naudojamas kaip pirminis, kuris padėtų automatiškai lokalizuoti SAŽS diską, o tolimesnės operacijos metu, SAŽS disko sritis būtų segmentuojama preciziškiau.

### 4.2 Galimos tolimesnių tyrimų kryptys

- 1) SAŽS išbandyti kitus segmentavimo metodus, kurie padėtų atskirti SAŽS sąnarį nuo sąnarinės galvos fibrozinės kremzlės proliferacijos zonos, sąnarinės duobės.
- 2) Patobulinti SAŽS atvaizdavimą — padaryti gradiento (ribų, ties kuriomis ženkliai skiriasi vaizdo taškų intensyvumas) ir segmentacijos metu gautų vaizdų superimpoziciją.

## 5 LITERATŪRA

1. Smirg O., Liberda O., Smekal Z., Sprlakova-Pukova A., MRI Slice Segmentation and 3D Modelling of Temporomandibular Joint Measured by Microscopic Coil. *Measurement Science Review*, Volume 12, No. 3, 2012; p. 74 — 81
2. Burget R., Cika P., Zukal M., Masek J. Automated Localization of Temporomandibular Joint Disc in MRI Images. *IEEE*, 2011, p. 413 — 416
3. Liberda O., Bartušek K., Smekal Z., Mikulka J., Data Processing in Studying the Temporomandibular Joint Using MR Imaging and Sonographic Techniques. *IEEE*, 2009
4. Smirg O., Liberda O., Sprklakova A., Smekal Z., Creating a 3D Model of the Temporomandibular Joint Disc on the Basis of Segmented MRI Slices. *IEEE*, 2011, p.369 — 375
5. Olekas J. Veido, žandikaulių ir burnos chirurgija. Vilnius, 2008. p. 532 — 566
6. DuBrul, E. L. Sicher's oral anatomy. 7th ed. St. Louis (MO): C.V. Mosby; 1980. p. 146 — 61, 174 — 209
7. Miloro M., Ghali G.E., Larsen P.E., Waite P.D.: Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial surgery, ed 2. London: BC Decker, 2004. p. 47: 933 — 945; 50: 989 — 1010
8. [https://www.google.lt/search?q=temporomandibular+joint+structure&client=firefox-a&hs=pDe&rls=org.mozilla:official&channel=sb&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ei=SSyCU9iBKO nT7Aa1k4H4Cw&ved=0CAgQ\\_AUoAQ&biw=1366&bih=634#facrc=\\_&imgdii=\\_&imgrc=b](https://www.google.lt/search?q=temporomandibular+joint+structure&client=firefox-a&hs=pDe&rls=org.mozilla:official&channel=sb&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ei=SSyCU9iBKO nT7Aa1k4H4Cw&ved=0CAgQ_AUoAQ&biw=1366&bih=634#facrc=_&imgdii=_&imgrc=b)  
(žiūrėta 2014-05-30)
9. Bojarskas S. Smilkininio apatnio žandikaulio sąnario disfunkcijos diagnostikos ir gydymo optimizavimas. Daktaro disertacija, KMU, 2002
10. Nitzan D. The Process of Lubrication Impairment and its Involvement in the Temporomandibular Joint Disc displacement: a theoretical concept. *J Oral Maxillofac Surg* 2001. p. 59: 36 — 45
11. Lietuvos TSR sveikatos apsaugos ministerija leidybinė redakcinė taryba, Kramtymo funkcijos anatomija. Vilnius, 1986. p. 10
12. Rayne J. Functional Anatomy of the Temporomandibular Joint. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1987. p. 25: 92 — 9

13. de Bont L., Dijkgraaf L., Stegenga B. Epidemiology and Natural Progression of Articular Temporomandibular Joint Disorders. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod* 1997. p.87:72-76
14. Dolwic M. F. Intra-articular Disc Displacement Part 1: Its Questionable Role in Temporomandibular Joint Pathology. *J Oral Maxillofac Surg* 1995. p.53:1069-1072
15. Wilkes C. H. Structural and Functional Alterations of the Tempormandibular Joint. *Northwest Dent* 1978. p.57:287-294
16. Dowlat Abadi MMotamedi MHK, Taheri KT. Textbook of Temporomandibular Disorders Shayan Nemodar Publications, Tehran, (2009). , 2009. p. 5-100
17. Mortazavi, S. H. Motamedi MHK, Navi F, Pourshahab M, Bayanzadeh SM, HajmiraghaH, Isapour M: Outcomes of management of early temporomandibular joint disorders: How effective is nonsurgical therapy in the long-term? *National J Maxillofac Surg*, 2010
18. Kalantar Motamedi M. H., A textbook of Advanced Oral and Maxillofacial Surgery. Intech, 2013. p. 831-842
19. <http://www.getchiropracticrelief.com/images/tmjoints.jpg> (žiūrėta 2015-05-19)
20. Okeson J. P. Manegement of Temporomandibular Disorders and Occlusion, ed 3. St. Louis: Mosby, 1993
21. Wilkes C. H. Internal derangement of the Temporomandibular Joint Pathological Variations. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1989. p. 115:469-477
22. American Association of oral and Maxillofacial Surgeons. 1984 criteria fot TMJ meniscus surgery. Chicago: AAOMS, 1984
23. American Association of oral and Maxillofacial Surgeons. 1990 standarts and criteria or surgical procedures. Chicago: AAOMS
24. Okenson J. Nonsurgical treatment of internal derangements. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 1995. p. 7:63-71
25. Simpson M. L. Septic arthritis in adults. In: Gustilo R.B., Gruminger R.P., Tsukayama D. T., editors. *Orthopedic infection*. Philadelphia (PA): WB Saunders; 1900. p. 286
26. Suetens P. *Fundamentals of Medical Imaging*. Cambrige university press, 2009. p. 64 — 95
27. <http://radiopaedia.org/articles/spatial-resolution-mri-1>, žiūrėta 2014-06-12
28. Vese, L., Chan, F. A Multiphase Level Set Framework for Image Segmentation Using the Mumford and Shah Model, [www.math.ucla.edu/~lvese/PAPERS/IJCV2002.pdf](http://www.math.ucla.edu/~lvese/PAPERS/IJCV2002.pdf)
29. Lorensen, W.E., Cline, H.E. (1987). Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. In *SIGGRAPH '87 : Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. New York: ACM, 163-169

30. Vollmer, J., Mencl, R.A., Müller, H. (1999). Improved Laplacian smoothing of noisy surface meshes. *Computer Graphics Forum*, 18 (3), p. 131-138
31. Marozas V., Jegelevičius D., (2008). Biomedicininių signalų skaitmeninis apdorojimas, Kauno technologijos universitetas, p. 71-73
32. E. Peli (Oct 1990). "*Contrast in Complex Images*". *Journal of the Optical Society of America A* 7 (10): 2032–2040. doi:10.1364/JOSAA.7.002032
33. Rangaraj M. Rangayyan (2005). *Biomedical image analysis*, University of Calgary, Calgary, Alberta, Canada, CRC press, p. 176-181
34. [http://en.wikipedia.org/wiki/Gaussian\\_filter](http://en.wikipedia.org/wiki/Gaussian_filter) (žiūrėta 2015-03-23)
35. Lim, Jae S., *Two-Dimensional Signal and Image Processing*, Englewood Cliffs, NJ, Prentice Hall, 1990, p. 548
36. [http://lt.wikipedia.org/wiki/Pasikliautinas\\_intervalas](http://lt.wikipedia.org/wiki/Pasikliautinas_intervalas)
37. [http://en.wikipedia.org/wiki/Otsu%27s\\_method](http://en.wikipedia.org/wiki/Otsu%27s_method) (žiūrėta 2015-05-07)
38. [http://en.wikipedia.org/wiki/Sensitivity\\_and\\_specificity](http://en.wikipedia.org/wiki/Sensitivity_and_specificity) (žiūrėta 2015-05-07)