

VILNIAUS UNIVERSITETAS
MATEMATIKOS IR INFORMATIKOS FAKULTETAS
KOMPIUTERIJOS KATEDRA

Baigiamasis magistro darbas

Trimačių objektų identifikavimas magnetinio rezonanso vaizduose

Kompiuterinio modeliavimo studentas

Vytautas Laugalys (parašas)

Darbo vadovas:

doc. Algimantas Juozapavičius (parašas)

Vilnius

2007

Turinys

Anotacija	3
Summary	3
1. Įžanga	4
1.1 Magnetinis rezonansas	5
1.2 Vokselis	5
2. Duomenys	8
2.1 Tiriama failai	8
3. Darbo eiga	9
3.1 Pirminis duomenų apdorojimas	9
3.1.1 Diskretizavimas histogramų operacijomis	9
3.1.2 Anizotropinės difuzijos filtras	12
3.1.3 Sigmoidinis filtravimas	13
3.1.4 Kontrasto gerinimas	14
3.1.2 Trimatis medianinis filtravimas	15
3.2 Kraštų radimas	18
3.2.1 Highpass filtras	22
3.3 Hough transformacija	22
3.3.1 Hough transformacija tiesėms rasti	22
3.3.2 Hough transformacija apskritimams rasti ..	25
3.3.3 Hough transformacija tiesėms plokštumoje rasti ...	28
4. Programa	29
4.1 Paleidžiamieji failai	29
4.2 Programos schema	30
4.3 Kiti failai	32
5. Išvados	32
6. Rekomendacijos	33
7. Literatūra	34

Anotacija

Vaizdų atpažinimas yra įvairios kilmės vaizdų analizės, apdorojimo, atpažinimo ir atvaizdavimo – rezultatas. Medicinoje gautų vaizdų apdorojimas ir analizė, pagrįsti įvairiausiais metodais iš kurių galima sudaryti tinkamą algoritmą atpažinimui. Įvairūs objektai skenuotose (fotografuotose) ar filmuose duomenyse, yra tiesiogiai nematomi, todėl kiekvieno iš jų vizualizavimas turi skirtingus algoritmus.

Šiuolaikinė mokslo pažanga biofizikoje ir informatikoje pateikia vis daugiau pagalbos gydytojui pasiekti ir panaudoti naujus mokslo rezultatus, kelti gydymo kokybę. Didelis informacijos perteklius kelia žinių apdorojimo problemą, kurią spręsti galima pateikiant kompiuteriui apdoroti, išskirti informaciją. Magnetinio rezonanso nuotraukos padeda netik pamatyti vidinius organus, bet ir stebėti jų keitimąsi laikui bėgant, tam tikslui turi būti saugomi duomenys apie tiriamą organą. Šis darbas siūlo algoritmus automatiškai selektyviai išskiriančius tiriamus žmogaus vidaus organus.

Summary

Identification of tridimensional objects by magnetic resonance imaging

Computer imaging is the science and technology of machines that see. As a scientific discipline, computer imaging is concerned with the theory and technology for building artificial systems that obtain information from images or multi-dimensional data.

The classical problem in computer imaging, image processing and machine vision is that of determining whether or not the image data contains some specific object, feature, or activity in 2D, but in 3D there is no method for recognition of the objects. In this paper, I have analyzed how to adjust methods for 3D MR imaging and recognize the objects (human body internal organs).

1 Įžanga

Šiame darbe tiriami žmogaus liemens skenavimo magnetinio rezonanso (MR) pagalba gauti duomenys, jie apdoroti ir bandyta atpažinti įvairius objektus trimatėje nuotraukoje (vaizde), atlikti praktiniai eksperimentai su skirtingais MR vaizdais.

Objektai - pilvo organai skenuoti MR tomografu (gaunamas trimatis vaizdas, serija dvimačių vaizdų).

Nagrinėjami metodai, kuriais bus tiriami vaizdai siekiant išsiaiškinti jų tinkamumą išskirti ir atpažinti inkstus, aortą, klubikaulius, stuburą.

Duomenys, kuriais atliekami bandymai, yra realūs, egzistuojančių pacientų. Taip pat šie duomenys yra pakankamos kokybės (rezoliucijos), kad galima būtų atlikti tyrimus.

Darbo tikslas - iširti galimybę taikyti klasikinius dvimačių kompiuterinių vaizdų apdorojimo metodus trimačiams vaizdams atpažinti ir analizuoti.

Vaizdų atpažinimas yra įvairiapusė vaizdų analizė, apdorojimas ir vizualizavimas. Šiuolaikinė mokslo pažanga biofizikoje ir informatikoje pateikia vis daugiau pagalbos gydytojui pasiekti ir panaudoti naujus mokslo rezultatus, kelti gydymo kokybę. Didelis informacijos perteklius kelia apdorojimo problemą, kurią spręsti galima pateikiant jas kompiuteriui apdoroti, išskirti informaciją.

MR nuotraukos padeda netik pamatyti vidinius organus, bet ir stebėti jų keitimąsi laikui bėgant, tam tikslui turi būti saugomi duomenys apie tiriamą organą. Todėl yra poreikis automatiškai, selektyviai išskirti tiriamus objektus.

Šiame darbe pateikiami metodai, kurie bus tiriami siekiant išsiaiškinti jų tinkamumą išskirti ir atpažinti inkstus, aortą, klubikaulius, stuburą magnetinio rezonanso trimačiuose vaizduose.

Algoritmai turėtų leisti automatiškai išskirti norimus organus iš bendro vaizdo. Tokių algoritmų taikymas leistų kaupti duomenų bazėje atitinkamų organų vaizdus, sekti pakitimus – tai palengvintų specialistų nagrinėjančiu šias nuotraukas darbą, kadangi iki šiol bet kokia MR trimatė nuotrauka yra nagrinėjama ją padalinus į daugelį horizontalių dvimačių vaizdų.

Magnetinio rezonanso nuotrauka – priešingai nei ultragarso ar rentgeno pateikia

vienodo kontrasto, triukšmo nuo sluoksnių nepriklausomus vaizdus, todėl vienas metodas vienodai tinka visam vaizdui. Šios nuotraukos vokselių (ž. r. 1.2) reikšmės yra atvaizduotos intervale nuo 0 iki 255 – tai reiškia jog vaizdas bus nespalvinis, tai dar labiau apsunkina užduoti, nes šios informacijos nebuvimas priverčia atsisakyti dalies metodų

1.1 Magnetinis rezonansas

MR - nekenksmingas ir patikimas tyrimas, jis buvo pradėtas tyrinėti 1946 metais dviejų nepriklausomai dirbusių amerikiečių mokslininkų grupių Stanfordo ir Harvardo universitetuose. Neseniai magnetinis rezonansas pradėtas taikyti ir medicinoje. Magnetic Resonance Imaging (MRI) - tai diagnostinė procedūra, kurios metu vizualizuojami žmogaus kūno vidiniai organai.

Tai nėra kenksmingas tyrimas kaip rentgeno arba panašios spinduliuotės poveikis ir komplikacijos yra labai retos.

Tyrimo aparatas sudarytas iš didelio magneto kuris juda taip, kad tiriamoji kūno dalis būtų jo centre. Tyrimo metu žmogaus kūnas veikiamas didelio intensyvumo nekintamu arba kintamu magnetiniu lauku. Gaunamas rezultatas yra įrašomas į kompiuterį, tiriant MRI metodu, paciento kūno tiriamoji dalis nuskenuojama plonais sluoksniais (slices), plokštumomis, todėl galima labai tiksliai vertinti gautą vaizdą ir iš to daryti medicininės diagnostinės išvadas. Tyrimas skirtas galvos, nugaros smegenų, stuburo, vidaus organų patologijai nustatyti. Šis tyrimas ypač reikšmingas tiriant raumenų, sąnarių, sausgyslių, raiščių, nugaros smegenų ir kaulų čiulpų būklę, ko kitais tyrimo metodais kokybiškai atlikti neįmanoma. MRI labai informatyvus tiriant ir navikinio proceso lokalizaciją, išplitimą, išsivystimą.

Gaunamų rezultatų apdorojimas ir vizualizavimas yra informatikos problema. Įrengimas turi leisti stebėti paciento vidinius organus juos tinkamai pavaizdavus monitoriaus ekrane.

Prieš vizualizavimą reikia duomenis apdoroti kompiuteriu, kad pateikiamas vaizdas būtų aiškesnis.

1.2 Vokselis

Terminas „vokselis“ (voxel) buvo pasiūlytas kaip išvestinė nuo žodžio „volume“ (tūris) ir žodžio „pixel“ (Picture Element). Vokselių atsiradimas – istorinis dėsningumas, kurio šaltiniai atitinka Demokrito idėjas (400m. prieš k.g.), manančio teisingu galvoti apie materialinius objektus kaip apie elementariausias nedalinamas daleles nulinės dydžio, ir Dekarto (1637)

formuluojančio supratimus apie trimatį mūsų pasaulį koordinačių sistemos dėka. Duomenų struktūra, kurią naudoja fizikinio kūno vokseliniam apibrėžimui, yra trimatis masyvas, kurio kiekviena dalelė gali nešti informaciją apie tankį, spalvą ir taip pat apie kitas jos lokales erdvinės charakteristikas.

Vokselinio modeliavimo ir vizualizacijos trūkumas masiniam technologijų buvo vizualizacijos nepakankamas talpumas ir skaičiavimo galingumas prietaisų bazėje, naudojamos moderniam grafiniam priedui. Nors vokselio suvokimui beveik tiek pat metų kiek ir pikseliui, praktikoje jis 10 metų jaunesnis: šitas laikas atskiria septinto dešimtmečio vidurį, pažymėtą kai perėjimas rastrinių monitorių į prieinamų įrengimų kategoriją, nuo aštunto dešimtmečio vidurio, kai gavo aktyvų vystymą mokslinių duomenų vizualizacijos technologijos, gaunamos dinaminių, astronominių ir kitų fizinių procesų modeliavimo metu. Devinto dešimtmečio pradžioje gydymo įstaigos buvo tarp labiausiai paplitusių masinių technologijos analizės ir vokselinių duomenų vizualizacijos vartotojų. Tai buvo kompiuterinės tomografijos plėtimo pasekmė, leidžianti pakelti į kokybišką naują lygį smegenų chirurgiją o taip pat kai kurias kitas medicinos sritis.

Apibrėžkime erdvę E^3 į kubų rinkinį – vienodų tūrių masyvą, vadinamus vokseliais. Taip galima suteikti vaizdui trimatį masyvą $mas[x][y][z]$. Masyvo elementas lygus vokselio spalvinei reikšmei, kurios šiuo atveju gali įgyti reikšmę nuo 0 iki 255.

Vokselio charakteristikos:

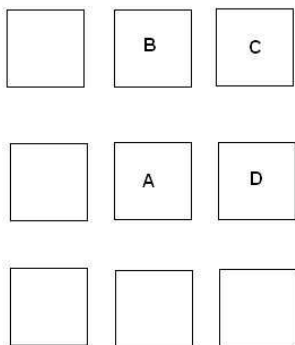
- Vokselis pateikia tik priartinimą realaus objekto. Paviršiai, lygiagretūs koordinačių ašims, realūs objekto kraštai sutapatunami su kubo kraštais.
- Priartinimo kokybė priklauso nuo santykinio vokselio dydžio.
- Vokselių masyvas reikalauja didesnių kompiuterio resursų lyginant su pikselių masyvu.
- Vokselių masyve gerai dirba erdviniai algoritmai, tokie kaip objekto tūrio nagrinėjimas, geometriniai skaičiavimai.

Vokselinio supratimo charakteristikos duoda tik apytikslį objekto supratimą, ir modelis duoda gerus rezultatus tik apribotose objektų rūšyse.

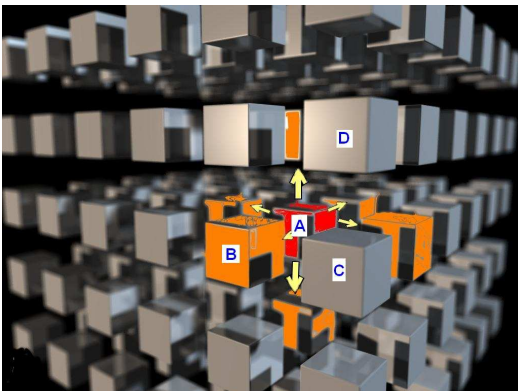
Vienas iš vokselinio modelio trūkumų yra didelis atminties tūris, kuris reikalingas informacijai apie erdvės pasiskirstymą saugojimui.

[PM02]

Vokselių tarpusavio padėtis tame pačiame sluoksnyje turi būti laikoma identiška pikselių tarpusavio padėčiai (1.1 pav):



Jeigu laikysime atstumą $AB = 1$, tuomet $AB = BC = CD = AD = 1$; o $AC =$
Analogiškai situacija tarp gretimuose sluoksniuose esančių vokselių (1.2 pav):



$AB = 1$; $AC =$; $AD =$;

2. Duomenys

2.1 Tiriama failai

Tyrimui naudotos žmogaus liemens nuotraukos gautos magnetinio rezonanso būdu. Dvimačių nuotraukų masyvas interpretuojamas kaip trimatis vaizdas.

Duomenys yra BMP formatu, čia koduojama viena reikšmė (vokselis) įgyja reikšmę nuo 0 iki 255 (8bit). Viso pateikiami vieno momento (nuotraukos) rezultatai >130 failuose.

Kiekvieno failo rezoliucija yra 256x256.

Vienas failas aprašo dvimatį vieną sluoksnį, kurio storis yra ~1,5 milimetro. Failo pavadinime esantis skaičius didėja žemėjant sluoksniui.

Pridedamoje skaitmeninėje laikmenoje yra trys nuotraukos atskiruose kataloguose:

1. SERIESSE/SEpradiniai
2. SERIES06/06pradiniai
3. SERIES09/09pradiniai

Visos šios nuotraukos yra skirtingų žmonių. MR vaizdas gautas skenuojant nuo krūtinės ląstos iki klubikaulių apačios. (1 pav. priede)

Nagrinėjant SERIESSE vaizdą nuo pradinio sluoksnio šiek tiek žemiau vidurio matoma aorta (šviesus apskritimas), nuolat ir aiškiai, kaip ir kitose MR nuotraukose galima matyti stuburo slankstelius. Nuo 24 sluoksnio pradeda ryškėti dešinėje pusėje esantis inkstas, keista bet kairėje pusėje inksto nesimato per visą sluoksnių seriją. Nuo 148 sluoksnio išryškėja klubikauliai, ir matosi iki pat serijos pabaigos.

SERIES06 vaizdas yra gerokai kontrastingesnis, jame yra mažiau triukšmo, tik 24 ir 25 sluoksnyje yra po vieną sugadintą eilutę dėl duomenų perdavimo klaidos, tačiau apdorojant šį vaizdą kaip trimatį – klaida pasinaikina (ž. r. medianinis trimatis filtras).

Šioje sluoksnių serijoje taip pat aiškiai matoma aorta, ir stuburo slanksteliai, nuo 30 sluoksnio ima ryškėti dešinys inkstas (iki 78 sluoksnio), kairys inkstas matomas nuo 58 iki 102 sluoksnio. Klubikauliai nuo 85 iki pabaigos (135 sluoksnis).

Stebint pradini vaizdą šioje serijoje galima pastebėti, jog paciento kairys inkstas yra gerokai (~3 cm) žemiau nei dešinys, tačiau atsižvelgus į sugeneruota vertikaliu pjūvių seriją matome, jog skenavimo momentu pacientas buvo truputi pakrypęs į kairę, todėl ir susidarė šis įspūdis horizontaliuose sluoksniuose. Tai parodo stuburo slankstelių išsidėstymas.

SERIES09 vaizdas taip pat yra kontrastingas, tik čia aorta yra labiau pasislinkusi į dešinę pusę, bet aiškiai matoma. Abu inkstai matomi vienodai nuo 18 sluoksnio iki 41, klubikauliai nuo 51.

Pirmąją seriją sudaro 185 paveikslai, šios serijos nagrinėjimas pateikiamas pridedamoje skaitmeninėje laikmenoje. Kiekvienas paveiksliukas sudarytas iš pikselių kurie gali įgyti reikšmę nuo 0 iki 255 imtinai, kiekvienas kitas paveiksliukas yra naujas sluoksnis – taip gaunamas trimatis vaizdas 256x256x185. Kiekvieną vaizdo dalelę vadinkime vokseliu, taigi vokselio reikšmė gali kisti intervale $[0; 255]$ ir yra koduojama viename baite.

3. Darbo eiga

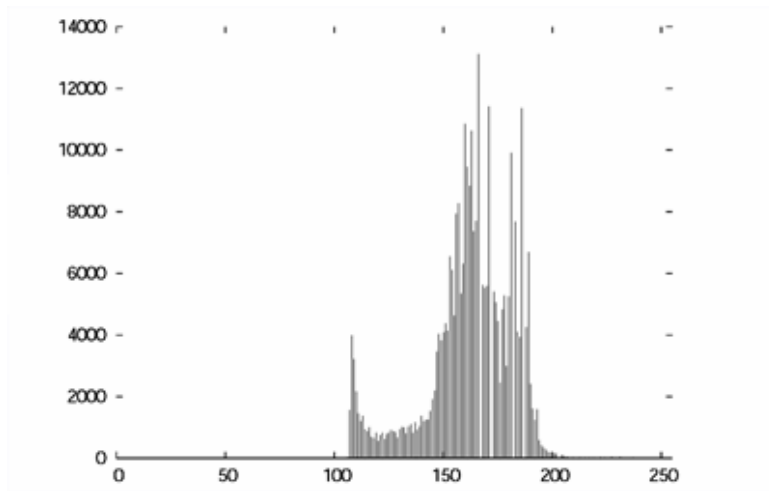
3.1 Pirminis duomenų apdorojimas

3.1.1 Diskretizavimas histogramų operacijomis

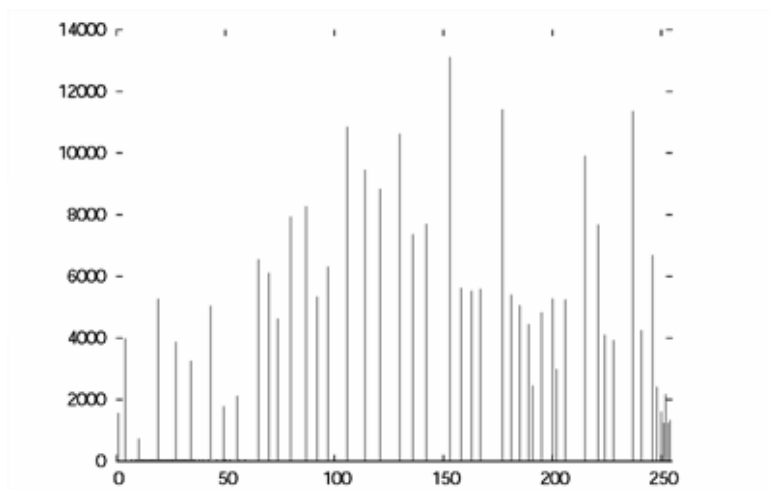
Histograma tai grafikas, kurio vienoje ašyje yra pikselių (pikselis – dvimačio vaizdo smulkiausias elementas, sveikasis skaičius) intensyvumas, o kitoje ašyje – pikselių skaičius. Histograma parodo pikselių dydžių intensyvumą. Su histogramomis galima atlikti tokias operacijas:

Kontrasto sustiprinimas (Contrast Stretching) – jei pradinio vaizdo pikselių reikšmės yra kitokiame intervale negu atvaizdavimo intervalas, dažniausiai yra taikomas intervalas nuo 0 iki 255, tuomet galime proporcingai išplėsti vaizdo pikselių reikšmes iki atvaizdavimo intervalo. Tarkime vaizdo pikselių arba vokselių reikšmės dažniausiai pasitaiko intervale $[x; y]$, tuomet jį atvaizduojame į intervalą $[0; 255]$.

Pavyzdžiui histogramos prieš ir po operacijų atrodo taip, nr-3.1 (prieš operaciją): nr-3.2 (po operacijos):

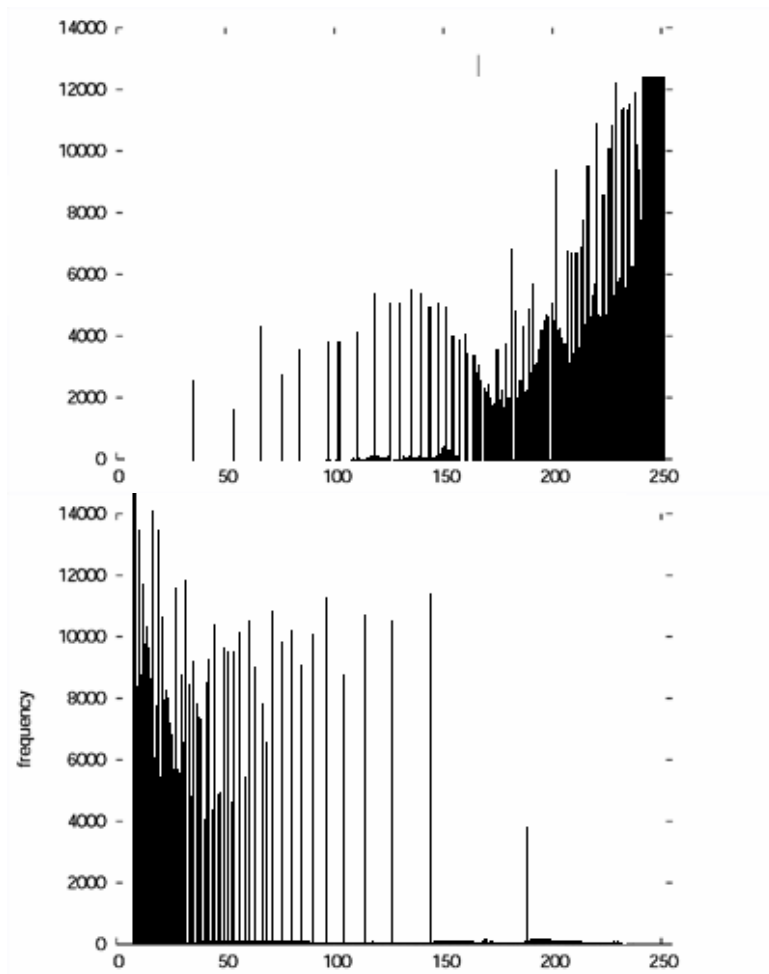


nr-3.1

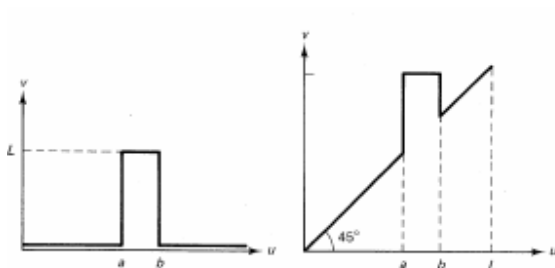


nr-3.2

Inversija (Digital Negative) – vaizdo keitimas į priešingą (negatyvą). Tarkime vaizdo pikselių reikšmės yra intervale $[0, 255]$, tuomet jį atvaizduojame į tokio pat ilgio intervalą $[0, 255]$ atvirkščia tvarka: $255 - \text{reikšmė}$, ..., $0 - \text{reikšmė}$. Pavyzdžiui histogramos prieš ir po operacijų atrodo taip, nr-3.3 (prieš operaciją): nr-3.4 (po operacijos):



Intensyvumo lygio išpjovimas (Intensity Level Slicing) – pasirinktą pikselių reikšmių intervalą prisilyginame vienai (dažniausiai minimaliai arba maksimaliai reikšmei), tuomet tam tikros vaizdo sritys yra suliejamos su fonu, arba priešingai – išryškinamos iš fono. Tai vaizduoja paveikslėlis nr-3.4:



Pav. Nr-3.4

Diapazono suspaudimas (Range Compresion), pjaustymas ir binarizavimas (Clipping and Tresholding) ir kitos operacijos.

3.1.2 Anizotropinės difuzijos filtras (ADF)

Nuskenavus vaizdą jo ryškumas ir kokybė (triukšmo atžvilgiu) yra netolygiai pasiskirsčiusi kraštuose ir centre. Tai gali trukdyti atpažįstant paviršius. Ši problema sprendžiama naudojant anizotropinę difuziją su skirtingais koeficientais, pritaikant tinkamą koeficientą kiekvienam vaizdui.

Anizotropinė difuzija pasinaudojus statistika gali numatyti triukšmo lygį, kurį reikia panaikinti [BHM98].

Aiškliai anizotropinė difuzija yra aprašyta mokslininkų Perona ir Malik. Daug dėmesio buvo skirta teoriniam ir praktiniam šio metodo supratimui, kuris buvo skirtas vaizdo kokybės pagerinimui, raiškos padidinimui. Pabandykime išnagrinėti pateiktas matematines formules ir pritaikyti praktiniam skaičiavimo algoritmui. Taip pat nereikia at mesti modifikavimo skaičiavimams sumažinti, nes bus dirbama su dideliais duomenų kiekiais. Apžvelgsime anizotropinės difuzijos santykį su kitais vaizdo apdirbimo operatoriais.

Difuzijos algoritmas, apibrėžtas Perona ir Malik, pašalina iš paveiksluko triukšmą dalinių išvestinių pagalba. Pavyzdžiui, laikykime, kad izotropinė difuzija yra apibrėžta formule:

kai I (pikslio reikšmė) priklauso nuo x, y (koordinatės) ir t (iteracijos numeris), šiuo atveju $I(x, y, 0)$ kai $x, y=0..max$. yra pradinis vaizdas. $\text{Grad}(I)$ funkcijos I gradientas (∇I).

Perona ir Malik pakeitė šios klasikinės izotropinės difuzijos lygtį, vietoje funkcijos gradiento įrašant $g(\|\text{Grad}(I)\|)$, kai $\|\text{Grad}(I)\|$ yra gradiento reikšmė, $g()$ – krašto radimo funkcija: $g(x) \rightarrow 0$, kai $x \rightarrow$ taigi šitai priverčia funkciją išryškinti kraštą.

Anizotropinės difuzijos autorių teigimu iteracijos skaičiuojamas šia formule:

$$I_s^{t+1} = I_s^t + \frac{\lambda}{|\eta_s|} \sum_{p \in \eta_s} g(\nabla I_{s,p}) \nabla I_{s,p}$$

kur I_s yra konkreti vaizdo reikšmė (pikslio reikšmė), t.y. s nurodo pikslio būvimo vietą x, y , trimačiame vaizde vokselio (vokselis - trimačio vaizdo smulkiausias elementas 1.2) x, y, z , t -iteracijos numeris.

- koeficientas, nurodantis filtracijos stiprumą. η_s - kaimynų skaičius (dvimačiame vaizde gali būti 4 arba 8, atitinkamai trimačiame – 6 arba 26). Gradientas randamas pagal formulę:

$$\nabla I_{s,p} = I_p - I_s^t, \quad p \in \eta_s$$

kaip galime pastebėti – funkcijos $g()$ parinkimas gali smarkiai įtakoti rezultatą. Todėl jos parinkimas lieka aktuali problema. [NS00].

Perona ir Malik pasiūlė funkcijos $g()$ parinkimo variantą:

$$g(x) = \frac{1}{1 + \frac{x^2}{K^2}}$$

kai K yra parenkama konstanta.

Pritaikykim šiam filtravimui statistinį modelį. Jeigu aklai pritaikytume difuzijos filtrą, gautas rezultatas taptų panašus į Gauso triukšmo filtravimo rezultatą [GK05].

Laikydami, kad pikselių skirtumas (einamojo ir jo kaimyno) turi būti nedidelis ir pasiskirstęs pagal normalųjį pasiskirstymą. Prilyginkime koeficientą K natūraliam pasiskirstymui. [MP90],

3.1.3 Sigmoidinis filtravimas (SF)

SF yra skirtas vaizdo intensyvumui pagerinti. SF naudojimas padeda išryškinti norimas vaizdo sritis. Šio filtro veikimo principas yra pagrįstas netiesiniu žymėjimu tarp pradinio ir galutinio rezultato [FVZ93]. Matematiškai tai yra apibrežiama taip:

$$I_{out} = (max - min) \cdot \frac{1}{1 + e^{-\left(\frac{I_{in} - \beta}{\alpha}\right)}} + min,$$

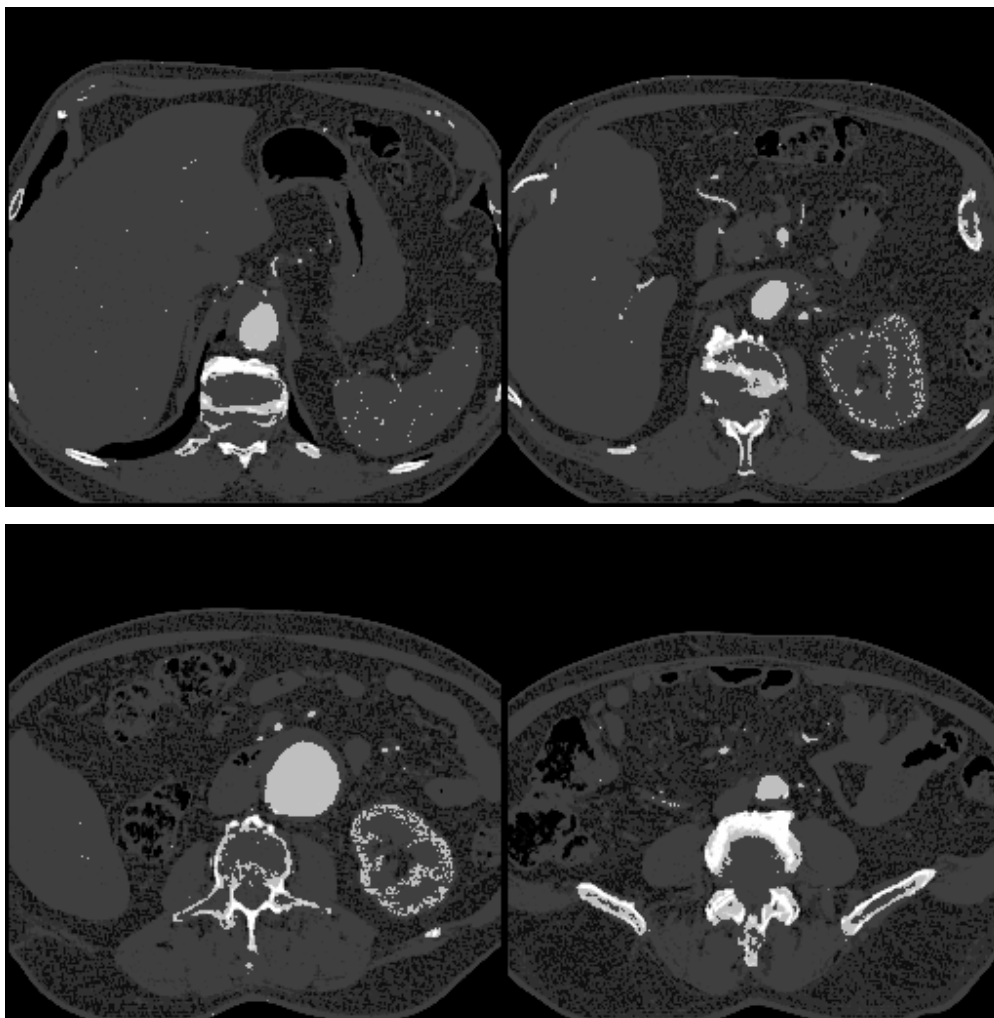
I – vokselio reikšmė;

min , ir max – pasirinktas išryškkinimo intervalas

ir α – parametrai intensyvumo keitimui [HK03], [FVZ93].

3.1.4 Kontrasto gerinimas.

Vaizdo apdorojimo pradžioje suskirstykime vokselius į dvi grupes: reikšmės iki 127 ir reikšmės virš 127. Objekto kraštą sudaro ryškus reikšmių pasikeitimas (reikšmė iki 63, arba reikšmė virš 191), tarpinės reikšmės be abejo neigiamai įtakoja kraštų radimo rezultato kokybei todėl jas atvaizduokime į intervalo kraštą [0; 63] arba [191; 255] (priklausomai nuo to kuris yra arčiau) . Magnetinio rezonanso nuotrauka – priešingai nei ultragarso ar rentgeno pateikia vienodo kontrasto, triukšmo nuo sluoksnių nepriklausomus vaizdus, todėl vienas metodas vienodai tinka visam vaizdui. Anizotropinės difuzijos ir sigmoidinis filtravimai tampa nenaudingi. Gauname rezultata:



Pastebėkime, kad pasitaiko 1 – 2 šalia esantys vokseliai išsiskiriantys (didelis reikšmių skirtumas) iš savo kaimynų (artimiausių vokselių). Jeigu juos laikytume triukšmu – tuomet geriausia panaikinti medianiniu filtru.

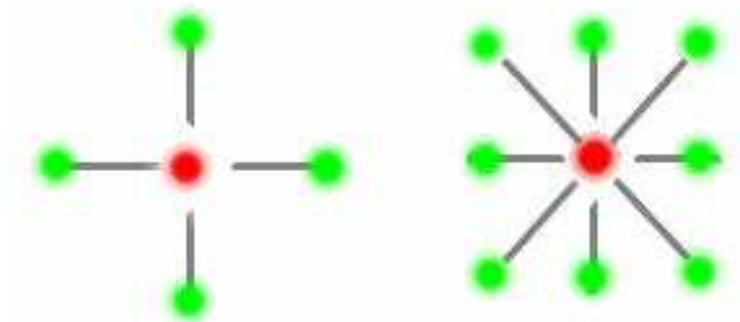
3.1.2 Trimatis medianinis filtravimas

Iš karto taikyti kraštų radimo metodus yra netikslinga, nes vaizde pasitaikę triukšmai gali suklaidinti kraštų radimo operatorių. Triukšmams panaikinti naudokime medianinį filtravimą.

Medianinis filtras pajėgus sušvelninti neilgai trunkančius iškraipymus (nukrypimus nuo tikrosios reikšmės) net ir tuo atveju, jeigu iškraipymų amplitudė labai didelė. Pavyzdžiui, medianinis filtras tinka "sniego" pavidalo trikdžiams iš vaizdo šalinti. Kuo filtro matrica didesne, tuo ilgiau trunkančius iškraipymus filtras pajėgus pašalinti. Tačiau pernelyg ilgas filtras pradės šalinti ir tikrąsias vaizdo detales. Todėl šiuo atveju optimalu taikyti 5x5x5 dydžio filtrą.

Pastebėkime, jog žvelgiant į vieną sluoksnį mes matome dvimatį vaizdą, tačiau tikrasis vaizdas yra trimatis, todėl kiekvienam vokseliui kaimyninis vokselis yra ne tik esantis šalia, einamajame sluoksnyje, bet ir būsimame bei praeitame, todėl medianinis filtras irgi turi būti trimatis, t. y. 5x5x5. Priešingu atveju filtravimas nebūtų toks efektyvus ir tai paveiktų galutinį atsakymą.

Dvimatėje erdvėje atsiranda keli skaičiavimo būdai: problema – kaimynais laikyti 4 ar 8 elementus (vokselius)?



Analogiška situacija trimatėje erdvėje: 6 ar 26 kaimynai? Kadangi galutinis darbo tikslas yra atpažinti objektus trimatėje erdvėje, nepriklausomai nuo jų padėties (pjūvio kampo) siūlau rinktis atvejį atsižvelgiantį į 26 kaimynystėje esančius elementus. Formulė, pagal kurią skaičiuojame naują iteraciją dvimačiu atveju (aprašymui pasirenku dvimatį atvejį, trimačiame bus

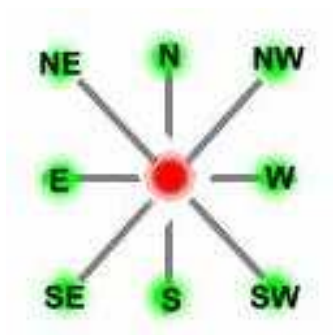
analogiškai):

-pikselio reikšmė

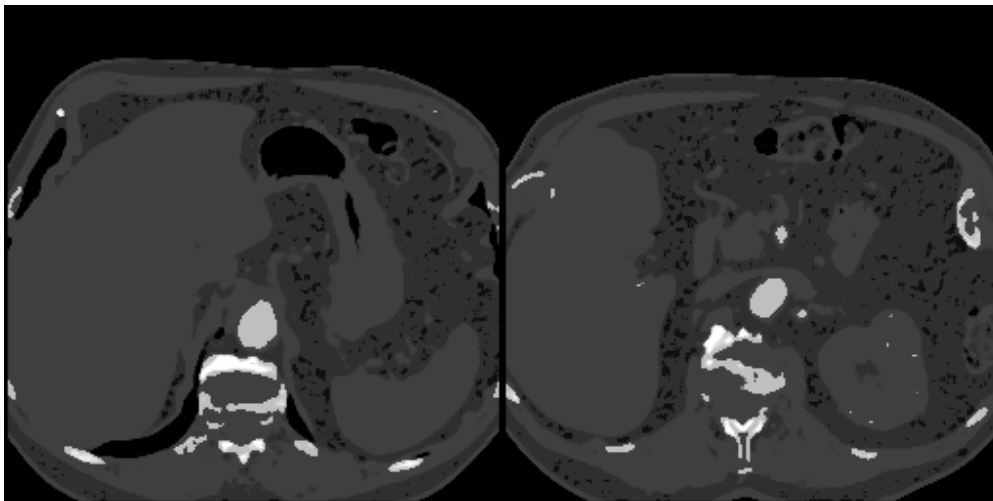
x, y - pikselio vieta

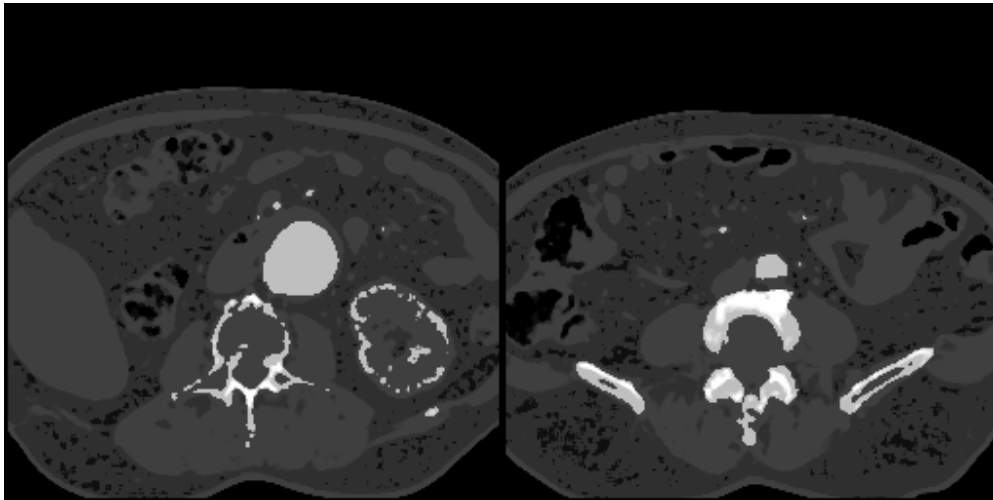
- iteracijos žingsnis

, kai e – difuzijos funkcija, monotoniškai mažėjanti funkcija priklausanti nuo vaizdo gradiento dydžio.



Pasinaudojus šiuo filtru gauname rezultatą:





Pradinis apdorojimas su trijų dimensijų matrica 3x3x3 medianiniu filtru netinka, nes pasitaikę nedideli triukšmai neigiamai įtakoja kraštu radimo operatorius. Pavyzdžiui paimkime vieną duomenų fragmentą (centrinis skaičius yra krašto vokselio reikšmė, kiti 26 jo artimiausi kaimynai):

(Dešimtainiai skaičiai)

Einamasis sluoksnis (n) (objekto kraštas yra įstrižai duotos matricos: 51-19-22)

98 105 20

46 19 0

51 9 0

Buves sluoksnis (n-1)

101 112 108

92 21 5

48 0 0

Kitas sluoksnis (n+1)

99 95 3

102 4 0

7 0 0

Visų vokselių reikšmės:

98 105 20 46 19 0 51 9 0 101 112 108 92 21 5 48 0 0 99 95 3 102 4 0 7 0 0

Šių vokselių reikšmių variacinė eilutė:

0 0 0 0 0 0 3 4 5 7 9 19 20 21 46 48 51 92 95 98 99 101 102 105 108 112

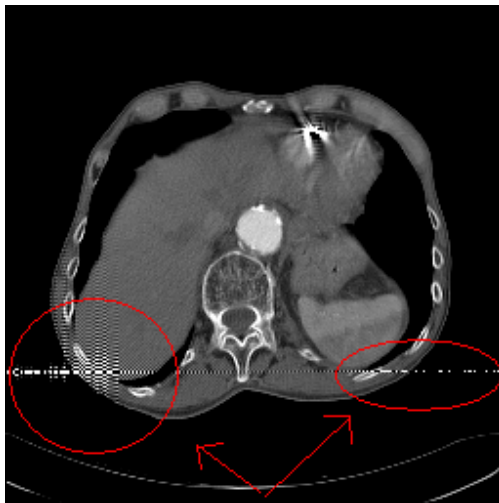
Vidurkis: 42.5 Mediana 20

Mediana kraštą pakeitė nežymiai, bet pašalines reikšmes suvienodino pagal aplinkines, todėl tolimesniame darbe naudojamas tik medianinis filtras.

Taikant medianinį filtrą 3x3x3 dimensijos vaizdas nežymiai praranda kontrastą, todėl po kraštų radimo operacijų (kad ir koki metodą naudojant) gaunama per daug kraštų, ir viso galiausiai vaizdas panašėja į triukšmus ir konkrečiau pastebėti objektų neįmanoma.

Pabandžius taikyti 4x4x4 filtrą situacija pagerėjo, praktiškai išbandžius keletą variantų parinktas 5x5x5 medianinis filtras.

Dar vienas svarbus šio filtravimo privalumas yra tas, kad puikiai panaikinami trikdžiai atsiradę perduodant duomenis nuo MR skenerio į kompiuterį, kaip pavyzdys gali būti SERIES06 vaizde 024 sluoksnyje esantys neaiškumai:



kaimyniniuose sluoksniuose šio iškraipymo nebelieka, todėl trimatis filtras pajėgus atkurti tikslų vaizdą.

3.2 Kraštų radimas

Kraštų nustatymo operatoriai išryškina pikselių spalvos (reikšmės) pasikeitimus ir suteikia mažas reikšmes pastovios spalvos sritims. Todėl kraštų nustatymui tinka išvestinės (gradiento) skaičiavimu pagrįsti operatoriai.

$$D = \begin{bmatrix} D_x \\ D_y \end{bmatrix}$$

Išvestinę galima aproksimuoti skirtuminėmis schemomis, kurias atitinkantys filtrai atrodo taip:

$$^-D_x = \begin{bmatrix} 1 & -1 \end{bmatrix}$$

$$^+D_x = \begin{bmatrix} 1 & -1 \end{bmatrix}$$

$$^SD_x = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}$$

$$D_{2x} = ^-D_x B_x = \begin{bmatrix} 1 & -1 \end{bmatrix} * \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}$$

Taškas apačioje rodo nesimetriško filtro centrinį tašką. Išvestinė pagal y ašį apibrėžiama analogiškai.

Paprastai mes nenorime, kad surasti kraštai būtų pasislinkę pradinio vaizdo atžvilgiu, todėl operatoriai D_x ir D_y nėra naudojami, nes jie paslinktų kraštą puse pikselio. Be to, paprastai norima, kad naudojami operatoriai būtų vienodai jautrūs kraštams visomis kryptimis (izotropiškai), o taip pat leistų tiksliai nustatyti krašto kryptį. Pvz., operatoriai SD_x ir SD_y yra $\sqrt{2}$ karto jautresni kraštams diagonalės kryptimi, nei išilgai koordinatinių ašių. Todėl gali būti naudojamos įvairios ortogonalinių gradientinių operatorių poros H_1 ir H_2 . Pvz.:

	H_1	H_2
Roberts ($H_1=D_{x+y}, H_2=D_{x-y}$)	$\begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}$
Prewitt	$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$
Sobel ($H_1=D_x B_y^2, H_2=D_y B_x^2$)	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$
Scharr ($H_1=D_x(3B_y^2+I), H_2=D_y(3B_x^2+I)$)	$\begin{bmatrix} 3 & 0 & -3 \\ 10 & 0 & -10 \\ 3 & 0 & -3 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 3 & 10 & 3 \\ 0 & 0 & 0 \\ -3 & -10 & -3 \end{bmatrix}$

Geriausias charakteristikas turi Scharr operatoriai. Toliau kraštas randamas taip:

$$g_1(m,n) = \langle U, H_1 \rangle_{m,n} \quad g_2(m,n) = \langle U, H_2 \rangle_{m,n}$$

Gradiento reikšmė:

$$g(m, n) = \sqrt{g_1^2(m, n) + g_2^2(m, n)}.$$

[Kas04]

Šie metodai atsižvelgdami į kaimyninių (gretimų) vokselių reikšmes suformuoja naują reikšmę. Tos suformuotos naujos reikšmės pasižymi objekto ribų (kraštų) paryškinimu, vienintelė problema yra ta, kad gaunama (išryškinama) riba yra šiek tiek pasislinkusi nuo savo tikrosios padėties, tai priklauso nuo taikomos matricos dydžio (kernel, jį imkime 3x3)

Pavyzdžiui paprasčiausias Laplaso (Laplacian) operatoriaus branduolys (kernel) yra:
Laplacian

Kadangi nagrinėjamas vaizdas – trimatis, todėl turi būti atsižvelgiama ir į gretimų sluoksnių vokselių reikšmes, t. y. kernel – 3x3x3

Kraštų (sričių) radimams yra taikoma labai daug operatorių, pavyzdžiui
Sobel ; Kirsh ; Prewitt

Jeigu Sobel operatorių užrašysime pritaikytą 3x3x3 dimensijų tuomet jis atrodys taip (pateikiami trys sluoksniai):

Nuo operatoriaus savybių priklauso kurie kraštai bus labiau išryškinti – kurie mažiau (horizontalūs ar vertikalūs, įstriži nuo viršaus kairės į apačią dešinę ar įstriži nuo viršaus dešinės į apačią kairę). Trimačiame vaizde tokių krypčių yra dar daugiau, visą tai yra nenaudinga, nes neverta išskirti vienokio ar kitokio krašto smarkiau (arba silpniau) – pageidaujama jog jie būtų vienodi.

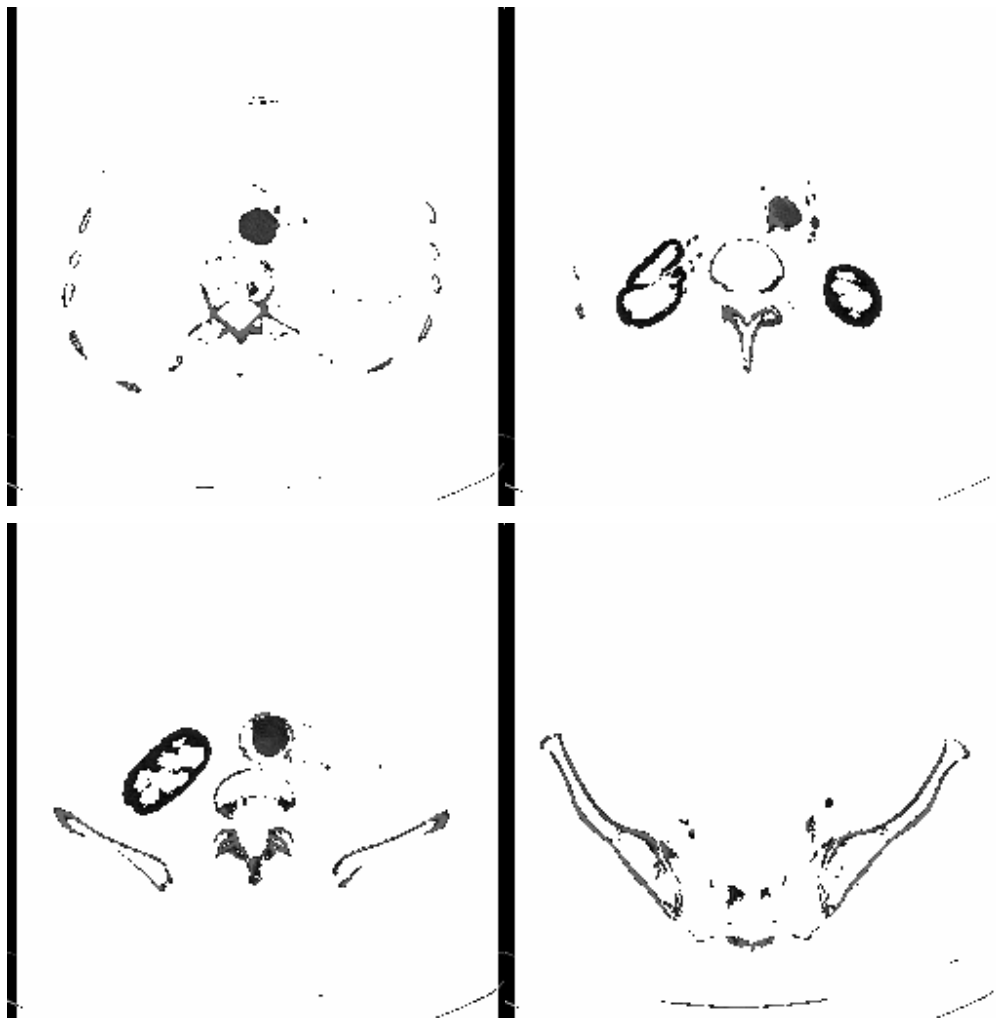
Kraštus randantys operatoriai pasižymi triukšmų išryškinimu. Vieni jų labiau išryškina vieną objekto pusę, kiti kitą kraštą, kurį operatorių reikia pasirinkti nusprendžiama pagal tai kokio objekto ieškome. Šiuo atveju ieškome bet kokių ryškesnių kraštų, todėl kiekviename sluoksnyje pageidautina matyti kuo ryškesnį ir tikslesnį kraštą vaizduojantį vokselį.

Kraštų radimo operatorių tikslas galėtų tilpti loginiame masyve kuris koduojamas dviem simboliais 0 ir 1 (yra kraštas, arba nėra krašto), tačiau tai tikėtų tik jei kraštai būtų randami

tiksliai. Iškart po paieškos gaunama daugybę įvairių vietų kur yra tariami kraštai. Jeigu kraštas yra tik tariamas – reiškia jis susidarė dėl kelių vokselių reikšmių pakitimo (priešingai nei tikro krašto, kuris susidaro dėl daugelio vokselių reikšmių kitimo). Invertuokime gautą rezultatą (sukeičiant reikšmes, 255 su 0, 254 su 1 ir t. t.) ir prieš atvaizduojant pasitikslinkime su pradiniu vaizdu (prieš bet kokią apdorojimą). Tikri kraštai įgyja mažesnes reikšmes, kurias ir matome vaizdo pjūviuose juodesnes reikšmes.

Taikant įvairius metodus, algoritmus, bei branduolius galime išryškinti įvairias vaizde esančio objekto vietas.

Atlikus bandymus su šiais kraštų radimo operatoriais padaryta išvada jog geriausiai tiriamiems magnetinio rezonanso vaizdo kraštams rasti tinka Sobel operatorius, gauti sluoksniai atrodo taip:



3.2.1 Highpass filtras

Po kraštų radimo operacijos pritaikomas highpass filtras. Vokseliai kurių reikšmės mažesnės arba didesnės už nurodytą “slenkstį”, priskiriamos maksimaliom (255) reikšmėm – vaizde tai balta spalva. Tokiu būdu pašalinami neaiškūs vokseliai, kurie dažniausiai nežymi kraštų. Reikšmės parenkamos bandymų keliu, kaskart vizualiai įvertinant situaciją ir taikant kitiems vaizdams parametrai nekeičiami siekiant patikrinti metodo universalumą. Panaikinamos reikšmės yra iš intervalo [128;151]

3.3 Hough transformacija (HT)

3.3.1 HT Tiesėms rasti

Paprasčiausia ir greičiausia Hough transformacija leidžia apjungti vaizde esančius kontūrų taškus į norimas figūras ir nustatyti jų padėtį. Sudėtingesnis ir ilgiau skaičiuojamas Hough transformacijos variantas leidžia aptikti bet kokios norimos formos algebrines kreives. Tyrimą pradėkime nuo paprastesnio būdo – tiesės radimo.

Dvimačiame vaizde Hough transformacija randa tiesinės lygties koeficientų reikšmes kurioje didžiausia tikimybė jog egzistuoja tiesė (lygtis užrašoma polinėmis koordinatėmis: $r = x \sin(\Theta) + y \cos(\Theta)$).

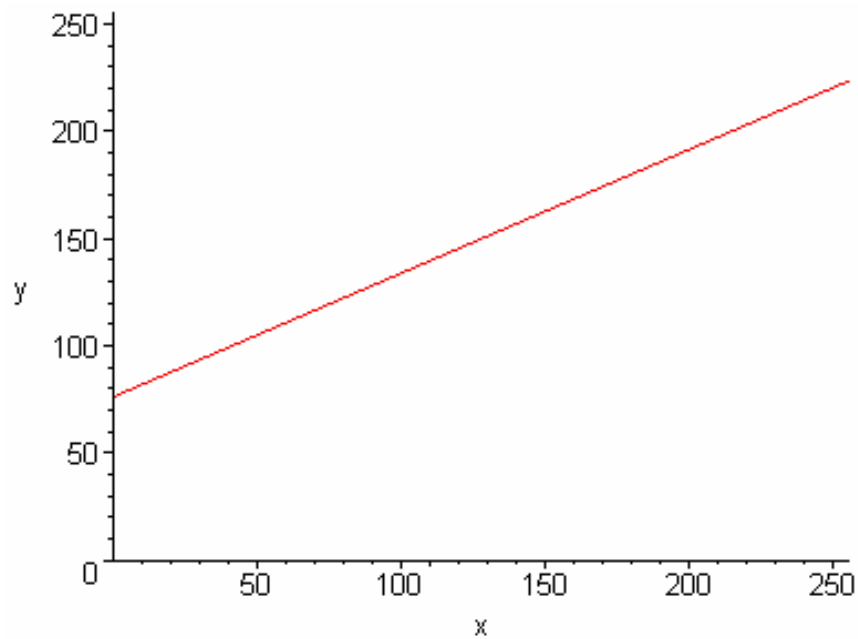
Tiesę erdvėje galime įsivaizduoti kaip dviejų plokštumų sankirtą. Tegu viena plokštuma būna statmena Oxy ašiai, kita Oxz ašiai. Tuomet šių plokštumų susikirtimas ir bus ieškomoji tiesė erdvėje. Todėl tą patį trimatį vaizdą turime suprojektuoti į dvi nelygiagrečias plokštumas (vadinkime Oxy ir Oxz). Tose plokštumose Hough transformacijos pagalba galime rasti tieses, pasirinkus ryškiausią tiesę (kintamųjų “r” ir “Θ” poros pasikartoja dažniausiai) tiek vienoje tiek kitoje plokštumoje galima teikti jog tai yra ieškomosios tiesės erdvėje projekcija šiose plokštumose. Per abi projekcijas nubrėžus plokštumas (statmenas atitinkamai Oxy ir Oxz) gauname jų susikirtimo tiesę.

Jeigu Oxy plokštumoje Hough transformacijos rezultatas yra r ir Θ , o Oxz plokštumoje -

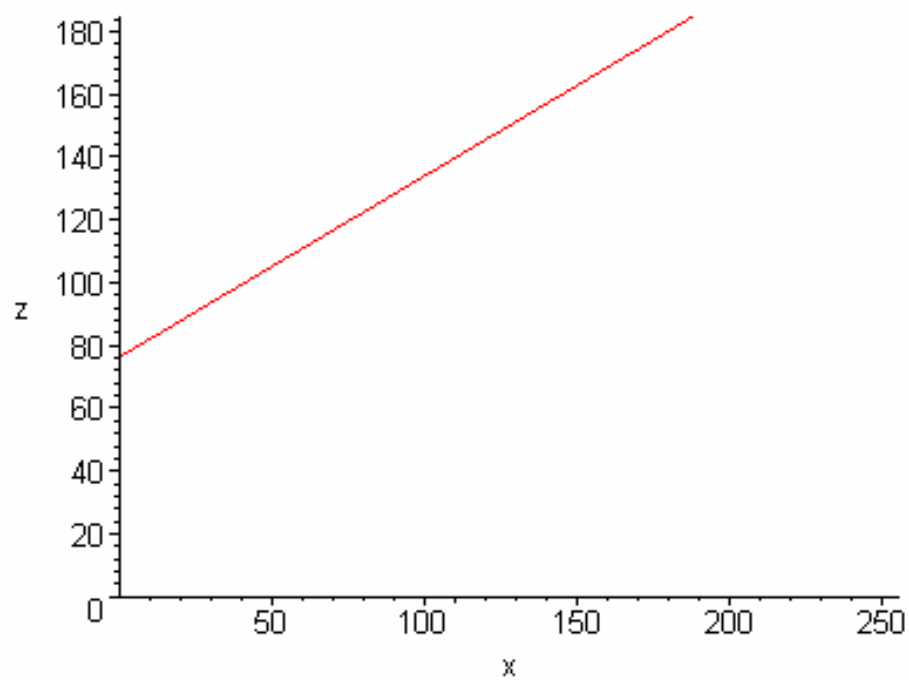
ir tuomet gautą tiesę (erdvėje) galime apibrėžti taip:

Grafiškai šį pavyzdį galima nubraižyti taip:

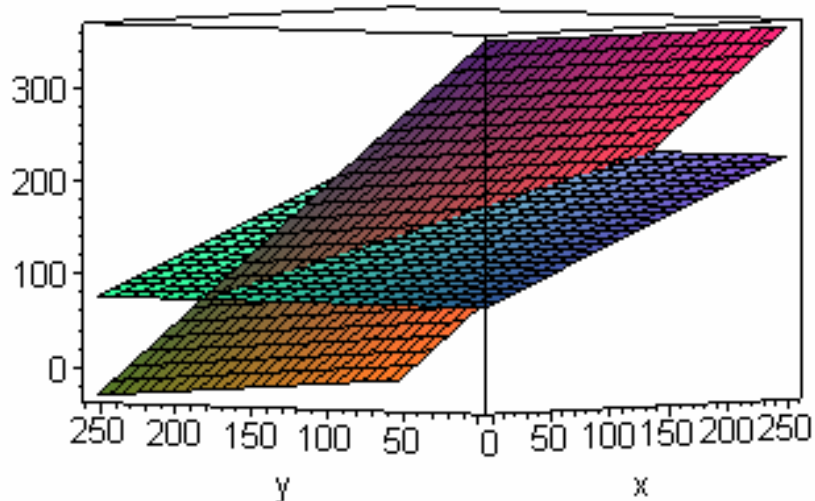
1. Oxy plokštumoje esanti tiesė:



2. Oxz plokštumoje esanti tiesė:



3. Trimatėje erdvėje plokštumų susikirtimo tiesė:



Hough transformaciją šiame darbe atlieka atskira programa, ją paleidus bus išspausdinti į ekraną ; ir reikšmės, kurios perkeltos į draw.mws (maple 7.0 failas) atvaizduoja gautą rezultatą grafiškai.

Šios transformacijos veikimo algoritmo niuansai:

r gali įgyti reikšmę iš intervalo $[0;]$, o Θ iš intervalo $[0; 180]$ (matuojant laipsniais), tai yra pakankamai dideli intervalai todėl ta pačia tiese laikykime jeigu r ir Θ turi paklaidą ± 1 ;

3.3.2 HT Apskritimams rasti

Klasikinė HT leidžia aptikti tieses ir apskritimus dvimačiame vaizde. Tai bene populiariausias būdas ieškoti norimų segmentų vaizduose. Šis metodas buvo sugalvotas 1962 m. Nuo to laiko buvo pasiūlyta daug taikymo galimybių. HT taip pat padeda rasti norimos formos kontūrus ir nustatyti jų buvimo vietą.

“Vaizde ieškant tiesių, kreivių arba apskritimų optimalu taikyti Hough transformaciją. Tiesės atveju patogiau parametrizuoti tokia lygtimi:

$$d = x \cos \theta + y \sin \theta. \text{ Trimačiu atveju } \Delta s^2 = \Delta r^2 + r^2 \Delta \theta^2 + r^2 \sin^2 \theta \Delta \phi^2$$

Pagrindinė Hough transformacijos idėja yra ta - jeigu turime vaizdo tašką ir norime patikrinti, ar tai yra mūsų ieškomos tiesės taškas - nustatę tam tikrą žingsnį (-ius), pvz., 10° , perrenkam galimus atvejus. Kiekvieną tiesę atitinka dvimatės (trimatės) parametrų erdvės taškas $A(d, \theta)$. Imamas kiekvienas tiesei priklausantis taškas ir jei jis didesnis už tam tikrą slenkstį, $A(d, \theta)$ reikšmė padidinama vienetu. Ar tikrai per tašką eina tam tikros krypties tiesė, sprendžiama pagal $A(d, \theta)$ reikšmę.

Tai galima užrašyti algoritmu:

```
for each point (m, n) in the image
for each point (k, l) along line (d,  $\theta$ )
if(value(k, l)>t) A(d,  $\theta$ )++;
```

Po to atliekama paieška $A(d, \theta)$ erdvėje ir surandami maksimumai (gali būti keli, pagal pasirinktą kriterijų), kurie ir nusako, kur vaizde yra tiesės.

Kadangi toks algoritmas reikalauja labai daug skaičiavimų, tai egzistuoja supaprastintos algoritmo versijos, kai taške randama gradiento kryptis ir tiesės ieškoma tik gradiento kryptimi ir tik tuo atveju, jei gradiento reikšmė didesnė už slenkstį. Tai galima užrašyti algoritmu:

```
for each point (m, n) in the image
if(g(m, n)>t) evaluate the direction alpha of the line and A(d,  $\theta$ )++;
```

Panašiai ši transformacija apibrėžiama kitoms parametrituotoms kreivėms, pvz., apskritimams. Tarkime, vaizde ieškome apskritimų, kurių spindulys lygus r . Ant apskritimo, kurio centras yra taške (C_x, C_y) , krašto esantys taškai (x, y) tenkina lygtis:
 $x = C_x + r \cos \theta$
 $y = C_y + r \sin \theta$.

Be to, ant apskritimo krašto gradientas nukreiptas link apskritimo centro. Taigi algoritmą galima užrašyti taip:

```
for each point (x, y) in the image
if(g(x, y)>t) evaluate the direction of gradient and A(Cx, Cy)++,
where  $C_x = x - r \cos \theta$ ,  $C_y = y - r \sin \theta$ .
```

Šį algoritmą galima lengvai praplėsti bet kokio spindulio apskritimams, tereikia masyvui A pridėti dar vieną matavimą ir algoritmui - dar vieną ciklą.” [Kas04].

Transformacija veikia analogiškai 3.3.1 punkte aprašytai transformacijai.

Transformacijos formulė:

$$x = a + R \cos ()$$

$$y = b + R \sin (),$$

kiekvienai plokštumai, kur R yra apskritimo spindulys (fiksotas dydis),

- kitimo kampas (kintant nuo 0 iki 360 laipsn. apeinam visą apskritimą),

(x, y) – krašto taškai,

a, b – nežinomieji (ieškomojo apskritimo centro koordinatės).

R – taip pat galima priskirti prie nežinomųjų jeigu nežinome ieškomo apskritimo spindulio.

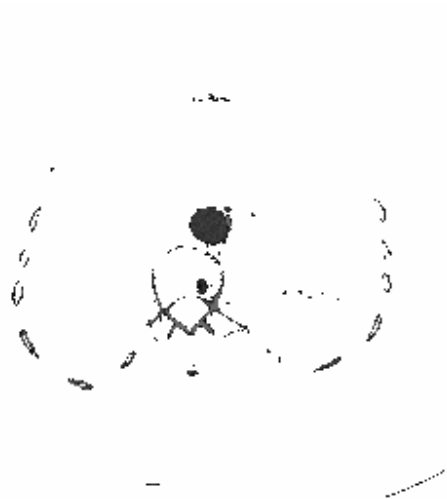
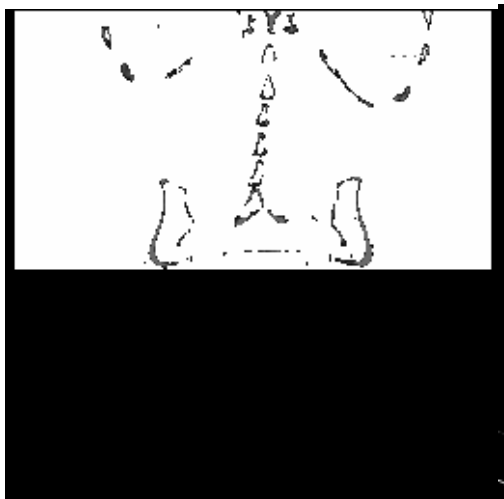
Apskritimų paieška

Inkstai ir aorta horizontaliuose pjūviuose turi daugiausiai apskritimo fragmentų.

Kadangi inkstų pradžia ir pabaiga (tiek horizontaliuose pjūviuose tiek vertikalioje) yra taisyklingas apskritimas su kaip įmanomai mažu spinduliu R galime nustatyti šio organo kraštus tiek horizontalioje tiek vertikalioje padėtyje.

Vertikalus pjūvis:

Horizontalus pjūvis: (nagrinėjamas vaizdas SERIES06)

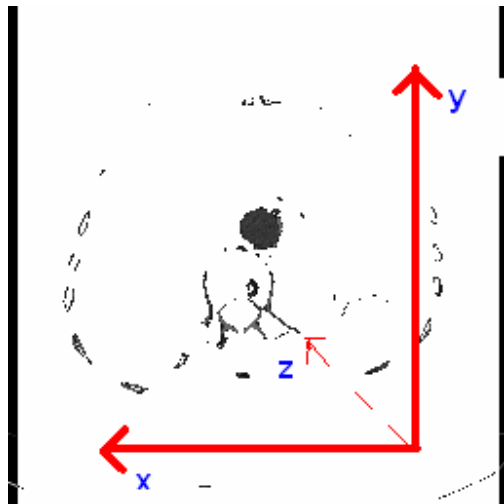


Apibrėžkime koordinates:

horizontaliaame pjūvyje judant horizontaliai iš dešinės į kairę – turime x ašį;

vertikaliai iš apačios į viršų – y ašį;
kintant sluoksniui žemyn liemeniu – z ašį;

Pvz.:

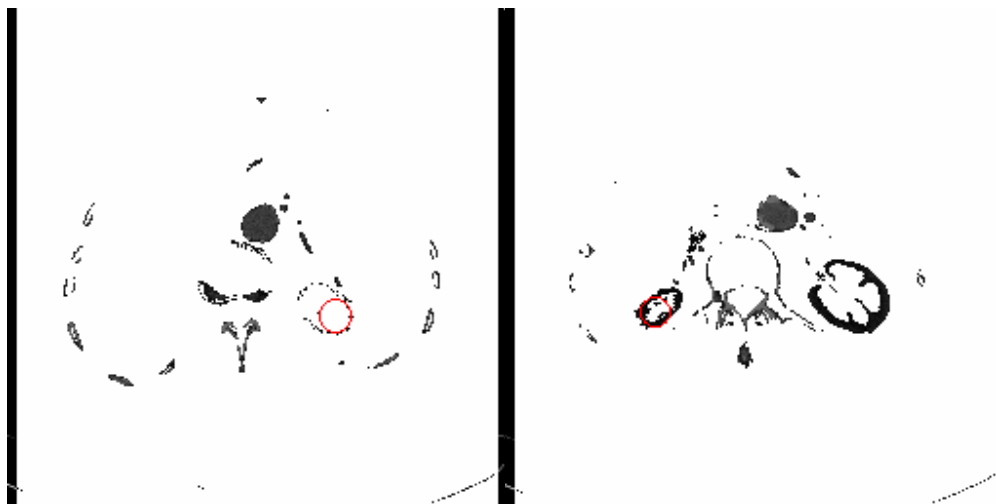


Ieškant inkstų pradžios ir pabaigos, nustatyti konstantos R reikšmę reikia kaip įmanomą mažesnę, praktiškai pabandžius geriausias rezultatas gaunamas kai $R=7$;

Dešinys inkstas randamas nuo 34 sluoksnio ($z=34$), karys nuo 60;

Ieškoma kai z kinta nuo 0 iki kol surandamas tinkamas apskritims, z didinat kas 1;

Dešiniajam inkstui taikomas x apribojimas: $x=[0; 120]$; kairiajam $x=[136; 256]$.



Taip pat ieškoma ir apatinė riba (z kinta nuo 135, mažinant kas 1).

Analogiškai atliekama vertikaliuose sluoksniuose.

Tačiau ne visuose nuotraukose esantys inkstai gali turėti vienodus fragmentus (šiuo atveju apskritimus) todėl šis metodas gali būti nepatikimas..

Aortos paieška

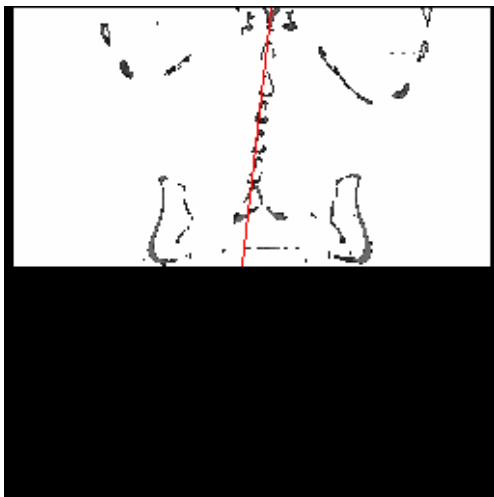
Aortos paieška horizontaliuose sluoksniuose žymiai paprastesnė: ieškomas apskritimas kurio $R=8$; $x=[120; 136]$. Išvengiant klaidų reikia apriboti paieškos sluoksnius nuo 1/5 visų sluoksnių skaičiaus.

Aortos nepavyko rasti SERIESE vaizde, kituose vaizduose šis objektas buvo rastas tiksliai.

3.3.3 HT tiesėms plokštumoje rasti

Vertikaliuose vaizduose ieškant tiesės pagal HT, formule:

su apribojimu $r=[120; 136]$, ir $\theta=[-6; 6]$ randama tiesė einanti per stuburo slankstelius, tos tiesės kampas parodo padėtį tarp skenuojamo žmogaus ir MR tomografo (SERIES06 80 sluoksnis):



Pridedamoje skaitmeninėje laikmenoje (kataloguose /rezultatai) yra pateikiami ir kituose nuotraukose rastos tiesės.

Analogiškai atliekame HT ieškant klubikaulių. $\theta=[-2,5; -18]$ (ieškant dešinėje pusėje) ir $\theta=[18; 2,5]$ (ieškant kairėje pusėje). Rastos tiesės pavaizduotos skaitmeninėje laikmenoje esančiuose kataloguose /rezultatai.

4. Programa

4.1 Paleidžiamieji failai

/programosPvz folderyje “run1.bat” failas paleidžia pirmą programos etapą kuriuo programa nuskaitytoje pačioje direktorijoje esančius duomenis (SERIESSESLICE BMP paveikslus). Juos apdoroja kontrasto gerinimo operacijomis, sukuria apie trimatį masyvą nulinių reikšmių rėmelį, bei pritaiko 5x5x5 medianinį filtrą. Rezultatai yra surašomi į failus serija “a” (nuo a000 iki a185).

Failas “run2.bat” paleidžia antrą programos dalį. Serija “a” yra apdorojama Sobel kraštų radimo filtru (3x3x3), bei gautų reikšmių filtravimas paliekant tik ekstremumus. Rezultatas surašomas į “b” seriją.

Failas “run3.bat” paleidžia trečią programos dalį, kuri apskaičiuoja tiesės erdvėje koordinates.

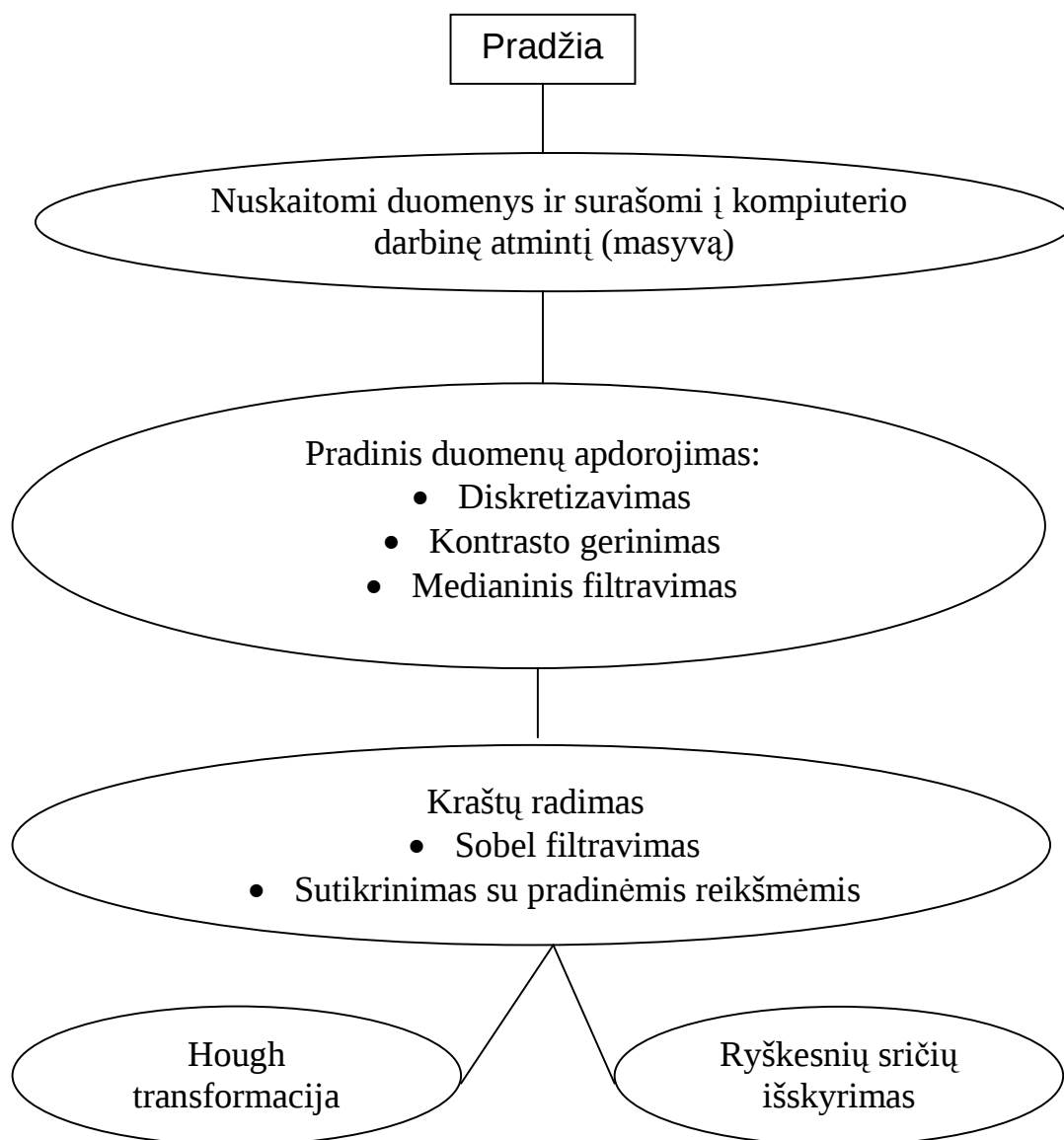
Kadangi Hough transformacijos reikalavimai pasižymi didele atmintimi, ilgu skaičiavimo darbu – kuris didėja eksponentiškai nuo užduotų parametrų kiekio tai reikalauja didesnių kompiuterio resursų, ypač tas aktualu dirbant su trimačiais vaizdais, todėl prieš paleidžiant programą padidinkime virtualia atmintį iki 500 MB (-Xmx500m).

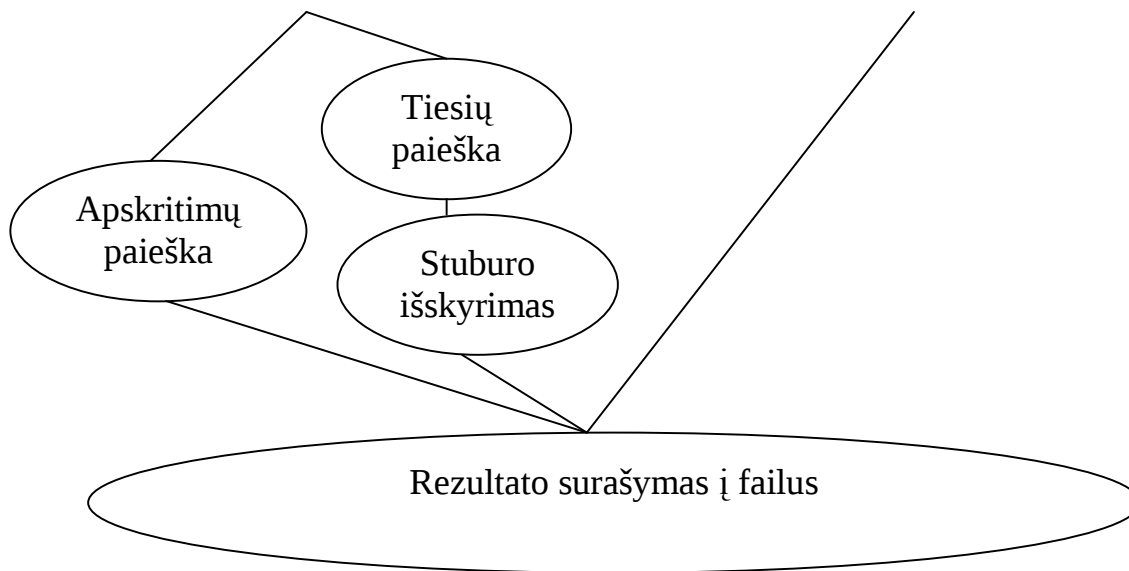
Programos rašytos JAVA programavimo kalba, ECLIPSE (Version: 3.1.0) kodo redaktoriumi. Kompiuterio parametrai (procesorius, darbinė atmintis, kietasis diskas) kuriais buvo atlikti bandymai:

- Intel Celeron M 1.5 GHz
- 760 MB of RAM (DDR2)
- 4,200 rpm Buf 8 Mb ATA 100

Pirmosios serijos (185 failai) nuskaitymas iš kietojo disko ir pasiruošimas darbui įvyksta per 25 sekundes, gauto rezultato įrašymas atgal į kietąjį diską įvyksta per 49 sekundes. Duomenų apdorojimas užtrunka: 27 s. pradiniam apdorojimui (diskretizavimas, kontrasto gerinimas, medianinis filtras), kraštų paieška 6 s. Hough transformacija 4 s.

4.2 Programos schema





4.3 Kiti failai

“draw.mws” faile yra pateikiami nubraižyti funkcijų grafikai.

“Agif.gif” – pateikiami animuoti failai su kiekvienos serijos duomenimis.

“Darbas.pdf” – šio tekstinio failo elektroninė versija.

5 Išvados

- Magnetinio rezonanso vaizdams reikalingas kontrasto didinimo metodas. Jis yra būtinas darbo pradžioje.
- Šie vaizdai (MRI) pasižymi dideliu triukšmu, kuris buvo panaikintas, mano siūlomu metodu taikant trimatį medianinį filtrą (5x5x5). Po šio filtro panaudojimo gaunamas rezultatas iš karto tinka kraštų paieškai.
- Tolimesni veiksmai naudojant Hough transformaciją, taip pat leidžia pasirinkti jos

pritaikymo būdą, kurį galima optimizuoti tiek algoritmo supaprastinimo tikslais (taupant kompiuterio resursus), tiek skaidant į naudojimo erdvės apribojimą (tikslėnių rezultatų gavimui – toks pavyzdys ir buvo pateiktas).

- Algoritmai leidžia automatiškai išskirti tiriamus organus iš bendro vaizdo. Tokių algoritmų taikymas leidžia kaupti duomenų bazėje šių organų vaizdus, sekti pakitimus. Šių metodų taikymas palengvintų specialistų nagrinėjančiu šias nuotraukas darbą
- Randami paviršių kraštai yra pakankamai stabilūs ir nesmarkiai priklauso nuo metodo pradinių parametrų parinkimo. Tai patvirtina identišku algoritmu apdorojant kelis skirtingus vaizdus. Tik vienoje serijoje iš 3 nepavyko atpažinti inkstų kraštų.
- Metodai geriau veikia kuomet apdorojant vieną sluoksnį remtis informacija šalia esančių sluoksnių. Vizualiai žiūrint tik į vieną sluoksnį daryti vertinimą yra sunkiau negu su vaizdais kurie yra apdirbti trimačiais filtrais ir branduoliais (kernel).
- MR suteikia geras sąlygas nuskenuoti žmogaus vidinius organus, todėl galima susikurti tikslų jų trimatį modelį. Taip pat pastebėta, kad MR yra nejautrus cheminiams, fizikiniams procesams vykstantiems žmogaus organizme – nesusidaro dideli trukdžiai dėl kraujotakos, nervų sistemos, todėl aiškiai galima išskirti norimus objektus.
- Pastebėta, kad šiame darbe didelę reikšmę atlieka kontrasto gerinimo ir filtravimo metodai. Šiais metodais apdorojus pradinius duomenis užtenka HT paieškos algoritmų norint išskirti konkrečius objektus, tai pasireiškia dėl kraštų išryškėjimo. Šie metodai leidžia iš MR trimatės nuotraukos išskirti ir atpažinti inkstus, aortą, klubikaulius, stuburą magnetinio rezonanso trimačiuose vaizduose.
- Algoritmų darbo laikas mažesnis negu pasiruošimas darbui arba laikas pačios nuotraukos gavimui iš MR tomografo, todėl algoritmų optimizacija nėra būtina. Vienintelis neigiamas dalykas laiko atžvilgiu su kuriuo gali būti susidurta, tai, jog norint apdoroti daugybę vaizdų iš archyvo – didesnę dalį laiko sudarys skaitymas/rašymas iš/į kietąjį diską.
- Pridedamuose failuose pateikti MR vaizduose rasti abiejų inkstų kraštai, bei išskirti iš viso vaizdo. Rasta aorta, bei stuburo slanksteliu padėtis (kampas) su MR tomografu. Tai leidžia informatyviau pažvelgti į šias nuotraukas ir reikalui esant galima suformuoti naujus pjūvių sluoksnius.
- Suformuotos vertikalių pjūvių vaizdo serijos suteikia galimybę kitu kampu pamatyti tiriamus objektus.

6.Rekomendacijos

Sukurtą algoritmų seką galima taikyti ne tik šių organų išskyrimui, bet galima bandyti taikyti piktybinių auglių, skenuojamuose organuose radimui, arba gydytojo diagnozės patvirtinimui.

Kadangi visi MR turi tokias pačias savybes, todėl nesunkiai turėtų būti algoritmai pritaikomi netik žmogaus liemens nuotraukoms.

Esamus algoritmus visada galima patobulinti atsižvelgiant į didesnę kiekį nuotraukų su įvairiais nesklandumais, pvz triukšmais, kitokios rezoliucijos. Taip pat realizuoti trimačių vaizdų atvaizdavimą – vokselių vizualizaciją.

7.Literatūra:

- [Sim63] Атлас анатомии человека Р. Д. Симельников
- [PM02] LightWave 3D SEVEN: воксели становятся ближе
Павел Молодчик
- [BHM98] Michael J. Black, Member, IEEE, Guillermo Sapiro, Member, IEEE, David
H. Marimont, Member, IEEE, and David Heeger
Robust Anisotropic Diffusion
- [ChT89] H.-T. Tsu, C.-K. Chan
Hough technique for 3D object recognition
- [FVZ93] Stamatis Vassiliadis, Josk Delgado-Frias, Ming Zhang
High Performance with Low Implementation Cost Sigmoid Generators
- [GK05] Hae Yong Kim and Javier Oscar Giacomantone
A NEW TECHNIQUE TO OBTAIN CLEAR STATISTICAL
PARAMETRIC MAP BY APPLYING ANISOTROPIC DIFFUSION TO
FMRI
- [GSW03] Jan-Mark Geusebroek, Arnold W. M. Smeulders, Member, IEEE, and Joost
van de Weijer
Fast Anisotropic Gauss Filtering

- [GZZ96] G. Gallo, A. Zingale, R. Zingale
DETECTION OF MRI BRAIN CONTOUR USING NONLINEAR
ANISOTROPIC DIFFUSION FILTER
- [HK03] H. S. Kam, W. H. Tan, M. Hunmundlu
A NEW TUNABLE FUZZY FILTER FOR IMAGE SMOOTHING
- [HS92] P. K. Sinha and Q. H. Hong
DETECTION OF VERTICAL LINES AND CIRCLES IN 3D SPACE
USING HOUGH TRANSFORM TECHNIQUES
- [YKL02] Genki Yoshikawa, Tadayoshi Shioyama, Shihong Lao, Masato Kawade
Glasses Frame detection with 3D Hough Transform
- [Kas04] Skaitmeninis vaizdų apdorojimas. Vaizdo deformavimas. Sričių kraštai P.
Kasparaitis 2004 09 10
- [KQ02] Cemil Kirbas and Francis K. H. Quek
3D wave propagation and traceback in vascular extraction
- [MP90] P. Perona and J. Malik
Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic
Diffusion.
IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence
- [NS00] Hong Shan Neoh and Guillermo Sapiro
USING ANISOTROPIC DIFFUSION OF PROBABILITY MAPS FOR
ACTIVITY DETECTION IN BLOCK-DESIGN FUNCTIONAL MRI