

**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS**

Monika Makūnaitė

**ULTRAGARSINIŲ SIGNALŲ METODŲ TYRIMAS MIEGO
ARTERIJOS SIENELĖS IŠILGINIAM JUDESIUI VERTINTI**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

dr. Rytis Jurkonis

KAUNAS, 2017

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

**ULTRAGARSINIŲ SIGNALŲ METODŲ TYRIMAS MIEGO
ARTERIJOS SIENELĖS IŠILGINIAM JUDESIUI VERTINTI**

Baigiamasis magistro projektas
Biomedicininė inžinerija (621H16001)

Vadovas
dr. Rytis Jurkonis

Recenzentas
doc. dr. Darius Kybartas

Projektą atliko
Monika Makūnaitė

KAUNAS, 2017



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos

(Fakultetas)

Monika Makūnaitė

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija (621H16001)

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Ultragarsinių signalų metodų tyrimas miego arterijos sienelės išilginiam judesiui vertinti“

AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

20 17 m. birželio _____ d.
Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Monikos Makūnaitės** baigiamasis projektas tema „**Ultragarsinių signalų metodų tyrimas miego arterijos sienelės išilginiam judesiui vertinti**“ 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)

Makūnaitė, Monika. Ultragarsinių signalų metodų tyrimas miego arterijos sienelės išilginiam judesiui vertinti. *Biomedicininės inžinerijos magistro* baigiamasis projektas / vadovas dr. Rytis Jurkonis; Kauno Technologijos Universitetas, Elektros ir Elektronikos fakultetas, Elektronikos inžinerijos katedra.

Mokslo kryptis ir sritis: Elektros ir elektronikos inžinerija, Technologiniai mokslai

Reikšminiai žodžiai: *aterosklerozė, miego arterija, intima-media kompleksas, išilginis poslinkis, radiodažniniai signalai, fazės koreliacija.*

Kaunas, 2017. 63 p.

SANTRAUKA

Aterosklerozė – tai lėtinė, sisteminė, uždegiminė vainikinių, miego, periferinių arterijų ar aortos liga. Ligos požymiai išryškėja tik prisidėjus komplikacijoms: susiaurėjęs arterijos spindis ir (ar) jos trombozė, išsiplėtusi suplonėjusi siena (aneurizma). Vis dėlto yra įrodyta, kad reikšmingi arterijų sienelių mechaninių savybių, t. y. skersinio ir išilginio arterijos sienelių judėjimo pasikeitimai atsiranda daug anksčiau nei pastebimi anatomiciniai arterijos sienelių pokyčiai - miego arterijos sienelės sustorėjimas. Šio darbo tikslas - iš užregistruotų bendrosios miego arterijos radiodažninių (RD) signalų įvertinti išilginį šios arterijos sienelės judėjimą. Pasiūlytas *intima-media* komplekso detektavimas ultragarsiniuose signaluose remiantis RD amplitude bei adaptyvus duomenų masyvų lygiavimas. Išilginio judesio registravimui naudojant RD signalus įgyvendintas fazės koreliacijos ir sub-atskaitos algoritmai. Įgyvendinti algoritmai išbandyti su pagamintu elastingu arterijos fantomu. Gauta, kad elastingas fantomas reaguoja į pulsacijas skersiniais ir išilginiais poslinkiais, yra elastingas, pakankamai tvirtas, tinkamas naudoti iki kelių savaičių, jeigu laikomas šaldytuve. Naudota ultragarsinė aparatūra ir siūlomas fazės koreliacijos algoritmas leidžia registruoti išilginius ir skersinius poslinkius elastingame fantome. Įgyvendintų algoritmų efektyvumas išbandytas registruojant fiksuotus išilginius 170, 200, 500, 700, 900, 1100 μm amplitudės poslinkius ir palyginant gautus rezultatus su CAROLAB programos rezultatais. Lyginant su CAROLAB programos rezultatais gauta, kad atlikus išilginių signalų glotninimą fazės koreliacijos algoritmo atveju NRMSE paklaida yra mažesnė (nuo 0,21 iki 0,41) ir koreliacijos koeficientas didesnis (nuo 0,95 iki 0,98) ties visomis išilginio judesio vertėmis esant fazės koreliacijos algoritmui. CAROLAB programos atveju NRMSE paklaida svyruoja nuo 0,24 iki 0,78, o koreliacijos koeficientas – nuo 0,75 iki 0,95. Bendrosios miego arterijos *intima-media* komplekso išilginio judesio vertinimas buvo atliktas 24, 45, ir 80 metų amžiaus savanoriams. Įgyvendintu fazės koreliacijos algoritmu pavyko užregistruoti skersinį ir išilginį judesius miego arterijoje. Signaluose *in vivo* stebima sąsaja tarp skersinio ir išilginio poslinkių, išilginio judesio amplitudės mažėjimas su amžiumi.

Makūnaitė, Monika. RF ultrasound based research for longitudinal motion estimation of carotid artery wall. Final project of *Biomedical Engineering Master's degree*/ supervisor dr. Rytis Jurkonis. Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of Electronics Engineering

Research area and field: Electrical and Electronics Engineering, Technological Sciences

Key words: *arteriosclerosis, carotid artery, intima-media complex, longitudinal displacement, radiofrequency signals, phase correlation.*

Kaunas, 2017. 63 p.

SUMMARY

Arteriosclerosis chronic, systemic, inflammatory disease of the coronary, carotid and peripheral arteries, and the aorta. Arteriosclerosis reveals only at the beginning of the complications: constricted artery lumen and (or) its thrombosis, enlarged and thinner artery wall (aneurysm). Nonetheless, it has been proved that significant changes of the mechanical properties of the arterial wall are present much earlier than the anatomical changes appear. The aim of this work is to evaluate longitudinal and radial movements of common carotid artery from registered radiofrequency (RF) signals. The proposed method for *intima-media* complex selection is based on RF signals amplitude and adaptive data array alignment. Registration of longitudinal movement is based on phase correlation and sub-sample algorithm. The following algorithms were tested on manufactured elastic artery phantom. Results show that elastic phantom reactive to the pulsation radial and longitudinal displacements, is elastic, relatively resilient, and kept for several weeks in a refrigerator. Used ultrasound system and proposed phase correlation algorithm allow to register the longitudinal and radial displacements in elastic phantom. Efficiency of implemented algorithms were tested with fixed longitudinal movements of 170, 200, 500, 700, 900, 1100 μm amplitude and compared with results of CAROLAB program. Results show that normalized root mean square error (NRMSE) is lower (from 0.21 to 0.41) and coefficient of correlation is bigger (from 0.95 to 0.98) at any fixed longitudinal motion values when the phase correlation algorithm was used. In case of CAROLAB program, NRMSE was ranging from 0.24 to 0.78, while the correlation coefficient - from 0.75 to 0.95. Common carotid artery *intima-media* complex longitudinal displacement evaluation was carried out with 24, 45, and 80 years old subjects. Implemented phase correlation algorithm was able to register the radial and longitudinal movements of carotid artery. The interface between the radial and longitudinal displacements and longitudinal motion decrease with age were observed *in vivo*.

TURINYS

ĮVADAS	8
1. PROBLEMOS ANALIZĖ	9
1.1. Miego arterijos anatomija, histologija.....	9
1.2. Išilginis arterijų sienelių judėjimas.....	10
1.3. Bendrosios miego arterijos išilginio judesio registravimo metodų apžvalga.....	14
1.4. Analizės rezultatų apibendrinimas, tyrimo tikslas ir uždaviniai	18
2. IŠILGINIO JUDESIO RD SIGNALŲ SEKOSE SEKIMO METODIKA.....	20
2.1. Ultragarstinė diagnostinė įranga.....	20
2.2. Arterijos elastingumo fantomas.....	20
2.3. Fiksuotų išilginių poslinkių fantomas	23
2.4. Bendrosios miego arterijos registravimo metodika.....	25
2.5. Antrojo skyriaus apibendrinimas.....	27
3. ULTRAGARSINIŲ RD SIGNALŲ APDOROJIMO ALGORITMAS	28
3.1. Duomenų selektavimas išilginio judesio sekimui	28
3.2. Adaptyvus duomenų masyvų lygiavimas.....	33
3.3. Fazės koreliacija išilginio judesio sekimui.....	34
3.3.1. Apdorojimas Gauso filtru	35
3.3.2. Sub-ataskaitos algoritmas	36
3.4. Trečiojo skyriaus apibendrinimas	38
4. APARATŪROS IR ALGORITMO PARAMETRŲ ĮTAKOS TYRIMAS	39
4.1. Dinaminio diapazono ultragarstinėje sistemoje tyrimas.....	39
4.2. Algoritmo parametrų įtakos tyrimas.....	41
4.3. Ketvirtojo skyriaus apibendrinimas.....	44
5. EKSPERIMENTINIŲ DUOMENŲ ANALIZĖS ALGORITMO TYRIMAS	46
5.1. Algoritmams tirti naudojami efektyvumo įverčiai	46
5.2. Elastingumo fantomo išilginių judesių tyrimo rezultatai	47
5.3. Fiksuotų išilginių poslinkių tyrimo rezultatai	48
5.4. Arterijos išilginio judesio rezultatai	53
5.5. Penktojo skyriaus apibendrinimas.....	56
IŠVADOS IR PASIŪLYMAI	58

INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS.....	60
MOKSLINĖ PUBLIKACIJA DARBO TEMA	63

IVADAS

Aterosklerozė – tai lėtinė, sisteminė, uždegiminė vainikinių, miego, periferinių arterijų ar aortos liga [1]. Esant šiai ligai arterijos vidiniame sluoksnyje atsiranda išplitę sustorėjimai – aterosklerozinės plokštelės, kurias sudaro židiniškai išvešėjęs jungiamasis audinys ir nusėdę kraujo riebalai. Aterosklerozinis arterijų pažeidimas ilgainiui yra nepastebimas. Ligos požymiai išryškėja tik prasidėjus komplikacijoms: susiaurėjęs arterijos spindis ir (ar) jos trombozė, išsiplėtusi suplonėjusi siena (aneurizma) [2]. Aterosklerozė sukelia širdies priepuolius, insultą, periferinių arterijų ligas, ir visą tai vadinama širdies ir kraujagyslių ligomis (angl. *cardiovascular disease*), o miokardo infarktas arba insultas apibūdinamas kaip galutinė aterosklerozės stadija [3]. Pagal *Pasaulio sveikatos organizacijos* duomenis, širdies ir kraujagyslių ligos yra pagrindinė mirties priežastis visame pasaulyje. Kasmet nuo šios ligos miršta daug daugiau žmonių nei nuo kitų ligų. Skaičiuojama, kad 2012 metais 17,5 milijono žmonių mirė nuo širdies ir kraujagyslių ligų, tai atitinka 31 % viso pasaulio mirčių. Net 7,4 milijono žmonių mirė nuo koronarinės širdies ligos [4], o pagrindinis šios ligos atsiradimo faktorius – aterosklerozė. Prognozuojama, kad pasaulyje mirčių skaičius nuo širdies ir kraujagyslių ligų pasieks 23,6 milijono iki 2030 metų [5].

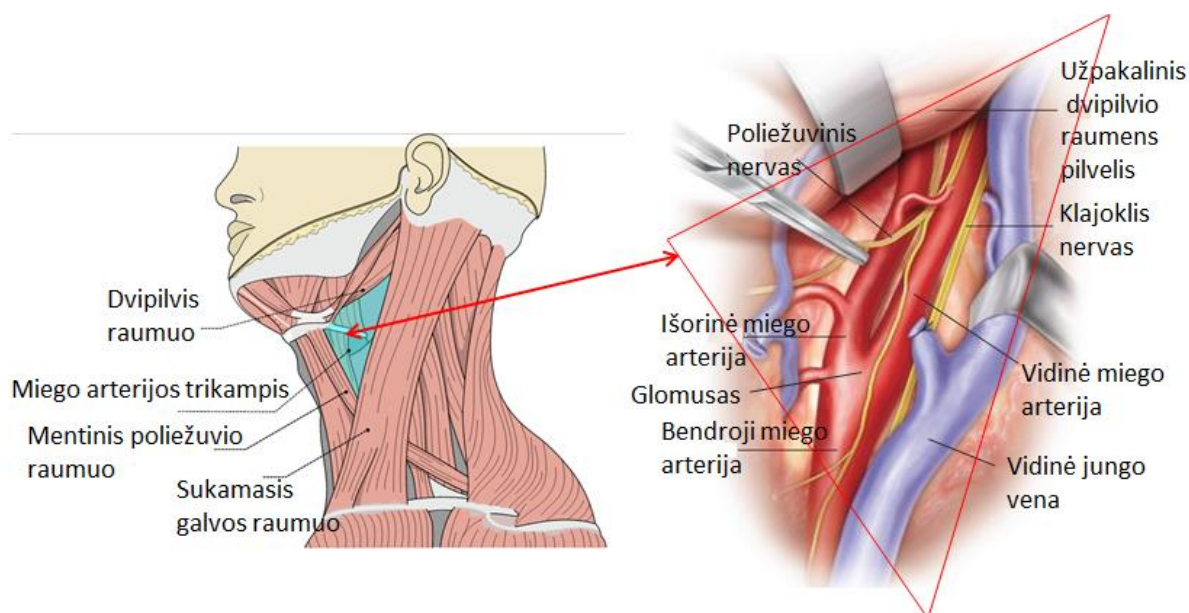
Vis dėlto yra įrodyta, kad reikšmingi arterijų sienelių mechaninių savybių pasikeitimai atsiranda daug anksčiau nei pastebimi anatominiai arterijų sienelių pokyčiai. Miego arterijos sienelės storis (angl. *Intima-Media Thickness, IMT*) yra vienas iš parametrų apibūdinančių anatominius arterijų sienelių pokyčius [3].

Skersinis arterijų sienelės judėjimas (angl. *radial movement*) – tai parametras, apibūdinantis arterijų sienelių mechanines savybes. Šis parametras pastaraisiais metais buvo plačiai tyrinėjamas ir dabar tapo informatyviu parametru, padedančiu tyrinėti širdies ir kraujagyslių ligas bei nustatyti arterijų sienelių elastingumą. Priešingai nei skersinis arterijų sienelės judėjimas, išilginis arterijų sienelės judėjimas nesusilaukė tokio dėmesio. Buvo manoma, kad šis judėjimas širdies ciklo metu yra nežymus lyginant su skersiniu judėjimu. Taip pat išilginio judėjimo nebuvo įmanoma užregistruoti pasinaudojant ultragarsinėmis sistemomis. Tačiau atsiradus moderniems ultragarsiniams skeneriams pastebėta, kad didžiųjų arterijų vidinis ir vidurinis sluoksniai (*intima-media* kompleksas) širdies ciklo metu juda net tik skersine, bet ir išilgine kryptimis [6, 7]. Taip pat buvo pastebėta, kad išilginis arterijų sienelių judėjimas yra tokios pat amplitudės kaip ir skersinis judėjimas ir siekia apie vieną milimetrą [8]. Dabartiniiais tyrimais nustatytas ryšys tarp sumažėjusio išilginio miego arterijos sienelių judėjimo, arterijų standumo ir širdies bei kraujagyslių ligų [3].

1. PROBLEMOS ANALIZĖ

1.1. Miego arterijos anatomija, histologija

Kairioji bendroji miego arterija kyla iš aortos lanko, kai tuo tarpu dešinioji bendroji miego arterija kyla iš žastinio galvos kamieno. „Kairioji ir dešinioji bendroji miego arterijos, krūtinės laštoje tęsiasi abipus gerklės ir per viršutinę krūtinės laštos atvarą eina į kaklą. Kaklo apatinėje dalyje, išėjusios iš po priekinio galvos sukamojo raumens krašto, patenka į miego arterijos trikampį (žr. 1.1. pav.). [...] Šį trikampį riboja priekinis galvos sukamojo raumens kraštas, užpakalinis dvipilvio raumens pilvelis ir viršutinis mentinio poliežuvių raumens pilvelis“[9].



1.1. pav. Bendrosios miego arterijos anatomija. Adaptuota iš [10]

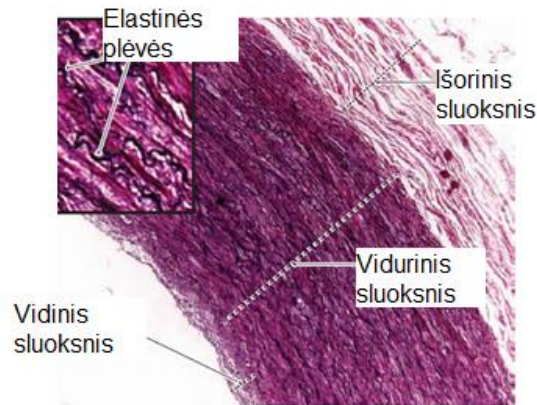
Šalia arterijos eina klajoklis nervas ir vidinė jungo vena, kurie yra į šoną nuo arterijos ir eina kartu apgaubti viena fascija. Kiekvienos pusės bendroji miego arterija ties skydinės kremzlės viršutiniu kraštu arba IV kaklo slankstelio aukščiau skyla į išorinę ir vidinę miego arterijas. Išsišakojimo vietoje yra miego arterijos kamuolėlis, glomusas [11]. Kadangi bendroji miego arterija ir abi jos šakos, t. y. vidinė miego arterija ir išorinė miego arterija, yra negiliai po oda, todėl miego arterijos trikampio vietoje lengvai apčiuopiama pulsacija, jei reikia, arterijas čia galima užspausti.

Histologinė bendrosios miego arterijos sienelės struktūra susideda iš trijų sluoksnių [12, 13]:

1. vidinio sluoksnio vadinamo *tunica intima*. Šis sluoksnis sudarytas iš endotelinių ląstelių. Vidinį nuo vidurinio sluoksnio skiria membrana sudarytos iš elastinių skaidulų, kuri vadinama vidine elastine plėve, *internal elastic lamina*.

2. vidurinio sluoksnio vadinamo *tunica media*. Šis sluoksnis sudarytas iš daugelio elastinių plėvių sluoksnių išsidėsčiusių koncentriškai. Vidinio ir vidurinio sluoksnių junginys vadinamas *intima-media* kompleksu.
3. išorinio sluoksnio vadinamo *tunica adventitia*. Šis sluoksnis sudarytas iš jungiamųjų audinių, daugiausiai kolageno skaidulų.

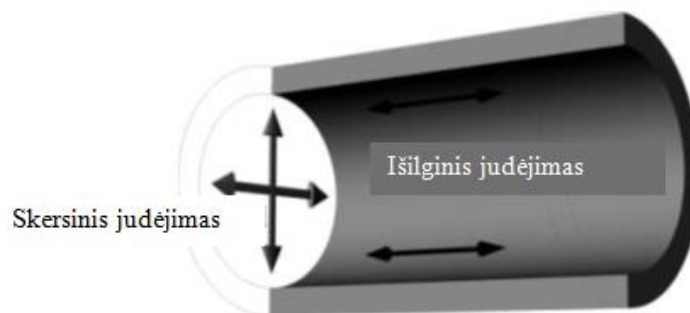
Galiausiai išorinis sluoksnis pamažu nutįsta į aplinkinį jungiamąjį audinį.



1.2. pav. Miego arterija. $\times 68$; inset $\times 242$. Adaptuota iš [12].

1.2. Išilginis arterijų sienelių judėjimas

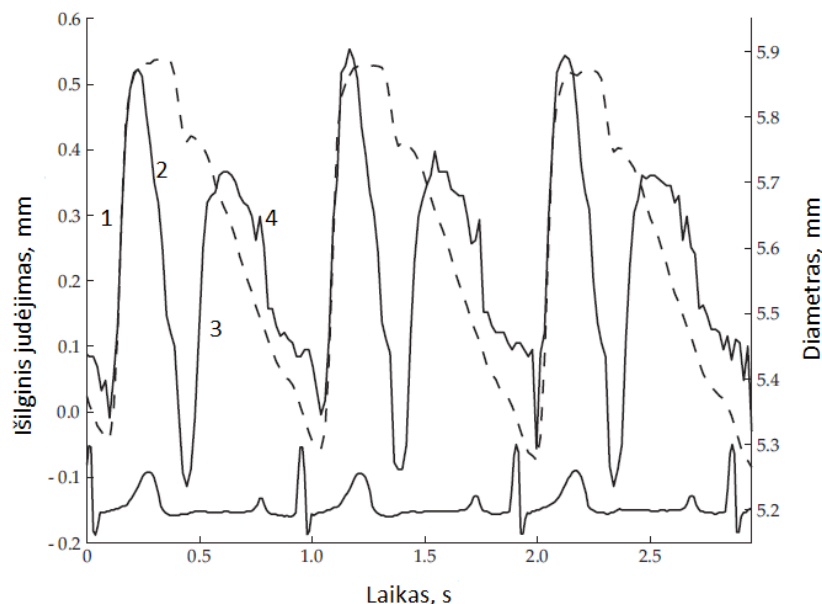
Kraujagyslių sienelės sistolės metu iš skilvelių išstumiamas kraujas ištempia, o diastolės metu tamprios kraujagyslių sienelės sugrįžta į pradinę būseną ir pastumia kraują į periferiją. Be to, dėl skersinio arterijų išsiplėtimo sukulto pulsuojančio kraujo srauto, dauguma arterijų (miego, žastinė, pakinklinė arterijos) turi išilginį judėjimą, t. y. judėjimą lygiagrečiai kraujo srautui, kuris apibūdina kraujagyslių elastingumą. Ilgą laiką buvo manoma, kad išilginis arterijų sienelių judėjimas yra nežymus ar jo iš vis nėra. Tačiau, kaip jau buvo minėta, širdies ciklo metu arterijos juda net tik skersine, bet ir išilgine kryptimis [6].



1.3. pav. Išilginis ir skersinis arterijos sienelės judėjimas. Adaptuota iš [7].

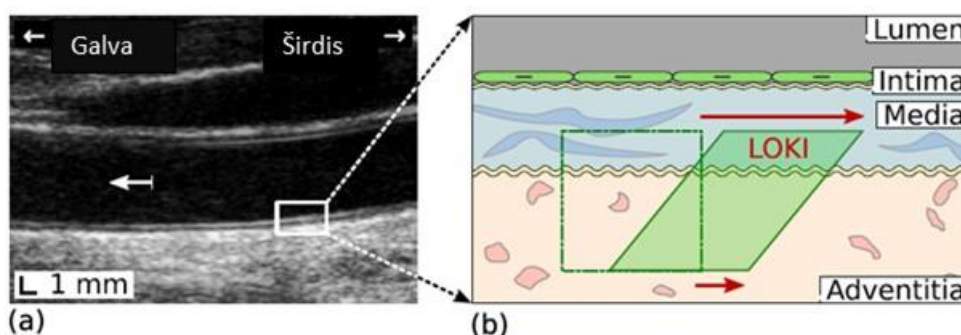
Širdies ciklo metu stebimas dvikryptis *intima-media* komplekso išilginis judėjimas (žr. 1.4. pav.). Sistolės pradžioje *intima-media* kompleksas juda į priekį (1), t. y. kraujo srauto kryptimi. Vėliau, vis dar esant sistolei, šio komplekso judėjimas vyksta atgal (2), t. y. prieš kraujo srauto

kryptį. Diastolės metu *intima-media* kompleksas dar kartą juda į priekį (3) ir po to palaipsniui grįžta į pradinę padėtį (4). Pirmasis *intima-media* komplekso judėjimas į priekį (1) prasideda beveik tuo pačiu metu kaip ir arterijos diametro didėjimas. Komplekso judėjimas atgal (2) vyksta esant teigiamam, o antrasis komplekso judėjimas į priekį, esant neigiamam diametro polinkiui (angl. *slope*). Kraujas arterijoje teka tik į priekį sistolės ir diastolės metu, išilginio judesio amplitudė yra tokia pati kaip ir arterijos diametro pokytis [6].



1.4. pav. Bendrosios miego arterijos *intima-media* komplekso išilginio judėjimo (—), diametro kitimo (---) sąsaja su elektrokardiograma. Skaičiais (1,2,3,4) pažymėta išilginio judesio būsena širdies ciklo metu. Išilginio judesio amplitudė yra tokia pati kaip ir diametro pokytis. Tačiau išilginis judesys pasižymi aiškiu judesiu atgal vis dar esant sistolei (2) ir judesiu į priekį diastolės metu (3). Adaptuota iš [6].

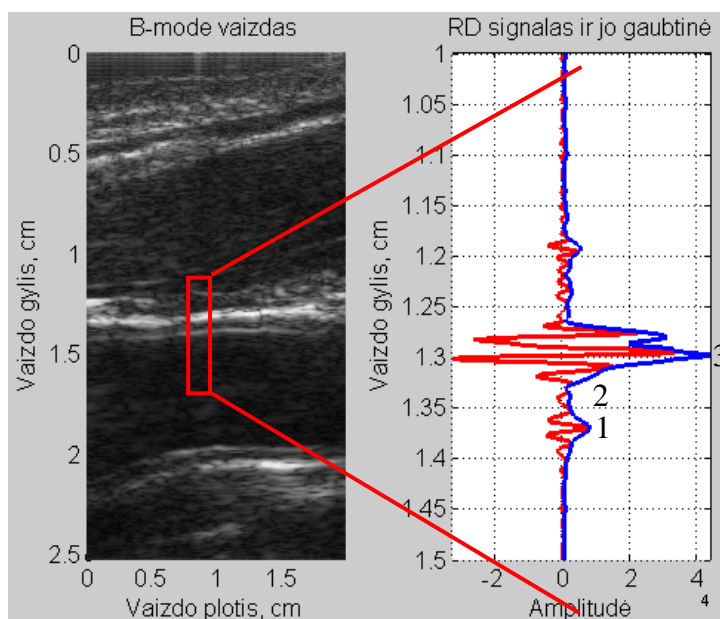
Išilginė kinetika (angl. *Longitudinal Kinetics, LOKI*) – tai arterijų sienelių šlyties deformacija, kada *intima-media* kompleksas juda *adventitia* sluoksnio atžvilgiu lygiagrečiai kraujo tekėjimo kryptčiai širdies ciklo metu (žr. 1.5. pav.). Dėl to stebimas šlyties įtempis ir šlyties deformacijos tarp *intima-media* komplekso ir *adventitia* sluoksnio. Išilginė kinetika buvo



1.5. pav. Miego arterija. a) Išilginis miego arterijos ultragarso vaizdas B-rėžime. Kraujo tekėjimo kryptį vaizduoja balta rodyklė. b) Išilginės kinetikos iliustracija širdies ciklo metu: *intima-media* kompleksas pasislenka daugiau nei *adventitia* sluoksnis. Adaptuota iš [14].

pastebėta bendrojoje miego arterijoje, pilvinėje aortoje, žastinėje ir pakinklinėje arterijose. Tyrimai parodė, kad išilginės kinetikos parametras atspindi arterijų standumą ir širdies bei kraujagyslių rizikos veiksnių buvimą [6, 14].

Kraujas ir arterijos *intima* sluoksnis pasižymi skirtingomis akustinėmis pilnutinėmis varžomis. Pavyzdžiui, akustiniu mikroskopu išmatuotas ultragarso bangų greitis kraujyje 1485 m/s, o *intima-media* komplekse apie 1650m/s. Ties *media* ir *adventitia* sluoksnių riba gautas ultragarso bangų greitis apie 1800m/s [15]. Dėl skirtingų greičių skirtinguose arterijos sluoksniuose susidaro akustinės pilnutinės varžos netolygumas. Dėl to ultragarso bangai pereinant iš kraujo į arterijos *intima* sluoksnį vyksta ultragarso bangos atspindėjimas, kurio metu dalis bangos amplitudės atsispindi. Dėl ženklios atspindėtų bangų amplitudės stebimas aiškus aido impulsas radiodažniniame (RD) signale. Ultragarsiniame vaizde arterijos sienelė atrodo kaip dviguba ištisinė linija. Pirmoji linija atsiranda dėl kraujas-*intima* sluoksnių ribos, o antroji – dėl *media-adventitia* sluoksnių ribos, kadangi kraujas ir arterijos *media* sluoksnis yra mažiau echogeniški ir atrodo kaip tamsios linijos (žr. 1.6. pav.). Tiek viršutinė tiek apatinė arterijos sienelės stebimos kaip dviguba ištisinė linija.[6]



1.6. pav. Miego arterijos B-rėžimo ultragarsinis vaizdas (kairėje) ir RD signalas bei jo gaubtinė iš pažymėtos srities (dešinėje). 1 – *intima* sluoksnio maksimumas, 2 – *media* sluoksnio minimumas, 3 – *adventitia* sluoksnio maksimumas.

Kraujagyslių sienelių geometriją veikia jomis pratekantis kraujas. Amortizuojamosios kraujagyslės, kurioms priklauso tampriosios arterijos: aorta, plaučių arterija, didžiosios arterijos, iš širdies ištekantią pulsuojamą pobūdžio kraujo srovę paverčia nenutrūkstama [16]. Sistolės metu, širdies kairiajam skilveliui traukiantis, atsiradęs slėgis stumia kraują į kraujotakos sistemą. Išstumtas kraujas plečia tamprias kraujagyslių sieneles ir taip kraujagyslės sukaupia dalį širdies išstumto kraujo. Diastolės metu, užsidarius kairiajam skilvelio vožtuvui, kraujagyslių sienelės

traukiasi stumdamos kraują tolyn. Taip arterijomis sklinda padidinto slėgio banga, kuri vadinama pulsine slėgio banga. Ši banga arterijomis skinda daug didesniu greičiu nei kraujo dalelių greitis. Pulsinė banga priklauso nuo arterijos sienelės tamprumo, sukelia visos kraujo masės, esančios arterijose, beveik vienalaikį judėjimą [17].

Nepaisant to, kad arterijos, jomis sklindant pulsinei slėgio bangai, išsiplečia skersine kryptimi, stebimas ir išilginis arterijų sienelių judėjimas. Kaip jau buvo minėta, ilgą laiką išilginis arterijų sienelių judėjimas buvo laikomas nežymiu ar nesančiu. Pirmieji išilginį judėjimą pastebėjo Lawton ir Greene (1956), kurie atliko tyrimus su pilvo aorta [18]. Vėliau rezultatus patvirtino Patel (1961) atlikdamas tyrimus su krūtinine aorta [19]. Išilginis judėjimas buvo labai mažas ir manoma, kad diafragmos judesiai kvėpavimo metu įtakoja išilginio arterijų sienelių judėjimo atsiradimą. Vėlesni tyrimai parodė, kad vidiniai arterijų sienelių sluoksniai, t. y. *intima-media* kompleksas, juda ne tik skersine, bet ir išilgine kryptimis arterijomis sklindant pulsinei slėgio bangai [7]. Buvo manoma, kad kvėpavimas sukelia išilginį arterijų sienelių judėjimą. Tačiau tyrimų metu pacientų paprašius sulaikyti kvėpavimą, buvo stebimas aiškus išilginis arterijos sienelės judėjimas [8].

Kitas faktorius, kuris turėtų įtaką išilginiam arterijos sienelės judėjimui yra šlyties įtempis (angl. *shear stress*) atsirandantis dėl šlyties deformacijos (angl. *shear strain*), kada kraujui tekant kraujagysle daugiau juda kraujagyslės *intima-media* kompleksas nei išorinis kraujagyslės sluoksnis [20]. Šlyties įtempis priklauso nuo kraujo greičio gradiento ties kraujagyslės sienele ir kraujo klampumo. Padidėjus kraujo srauto greičiui, padidėja ir šlyties įtempis. Tačiau naujausi tyrimai parodė, kad nėra jokios reikšmingos koreliacijos tarp išilginio kraujagyslės judėjimo ir šlyties įtempio [21].

Širdies mechaninės veiklos ciklas susideda iš sistolės ir diastolės, kurių metu kinta kraujo spaudimas kraujagyslėse. Normaliai sistolinis kraujo spaudimas yra 120 mmHg, o diastolinis – 80 mmHg [16]. Atlikti tyrimai parodė, kad adrenalinas gali gerokai padidinti išilginį arterijos sienelės judėjimą, o sistolės metu *intima-media* komplekso judėjimas išilgine kryptimi gali padidėti daugiau nei 200 % [22]. Taip pat vaistų, kurie pagreitina širdies darbą (pvz. norepinefrinas), ir padidina kraujo spaudimą, vartojimas turi įtakos padidėjusiam išilginiam arterijos sienelės judėjimui [20].

Naujausi tyrimai parodė, kad išilginis miego arterijos judėjimas sumažėja išilgai miego arterijos tolstant nuo širdies. Esant ryškiam judėjimo amplitudės sumažėjimui išilgai miego arterijos, visiškai aišku, kad širdies veiksniai gali įtakoti išilginio miego arterijos sienelės judėjimo amplitudę. Tačiau jokie tyrimai nebuvo atlikti, kurių metu būtų tiesiogiai išmatuota širdies mechanikos įtaka išilginiam arterijos sienelės judėjimui [14].

Buvo iškelta hipotezė, kad egzistuoja vienalaikiškumas tarp išilginio miego arterijos *intima-media* komplekso judėjimo atgal ir širdies kairiojo skilvelio mechanikos, o išilginis miego arterijos *intima-media* komplekso judėjimas į priekį susijęs su kraujo judėjimu kraujagysle. Atlikti tyrimai parodė, kad laiko atžvilgiu nėra skirtumo tarp maksimalaus kraujo greičio ir miego arterijos sienelės išilginio poslinkio į priekį. Tačiau laiko atžvilgiu buvo gautas skirtumas tarp miego arterijos sienelės poslinkio atgal ir kairiojo skilvelio viršūnės (angl. *apical*) bei pagrindo (angl. *basal*) posūkių. Atlikus tyrimus amplitudės atžvilgiu gauta, kad egzistuoja stipri koreliacija tarp maksimalaus miego arterijos sienelės judesio atgal ir maksimalaus kairiojo skilvelio pagrindinio posūkio, bet nėra koreliacijos tarp kairiojo skilvelio viršūnės posūkio ir širdies pertvaros išilginio judėjimo. Tyrėjai priėjo išvadą, kad egzistuoja ryšys tarp miego arterijos sienelės išilginio judėjimo į priekį ir kraujo greičio. Tuo tarpu miego arterijos sienelės išilginis judėjimas atgal laiko ir amplitudės atžvilgiu yra susijęs su kairiojo skilvelio pasisukimu, bet ne su išilginiu širdies pertvaros poslinkiu. Nepaisant to, kad išilginis miego arterijos sienelės judėjimas yra susijęs su širdies ir kraujagyslių sveikata, veiksniai lemiantys išilginį miego arterijos sienelės judėjimą lieka nežinomi [23].

1.3. Bendrosios miego arterijos išilginio judesio registravimo metodų apžvalga

Ultragarso vaizdinimas yra plačiai naudojamas medicininėje diagnostikoje, nes jo dėka galima neinvazyviai įvertinti ligos sunkumą ir audinių morfologiją. Taip pat šiuolaikinės ultragarso diagnostinės sistemos leidžia realiu laiku vizualizuoti judančias struktūras ar išsaugoti vaizdų sekas tolimesniam apdorojimui. Audinių judėjimas gali būti kiekybiškai įvertintas iš išsaugotų vaizdų sekų jei tik yra pakankamas kadrų dažnis. Analizuojant ultragarso RD signalus ar B režimo ultragarso vaizdus galima tirti audinių judėjimą dviejuose ar trijuose matmenyse. Lyginant su RD signalais, B režimo ultragarso vaizdai pasižymi sumažėjusiu informacijos kiekiu, todėl pastariesiems saugoti reikia mažiau kompiuterio atminties. Sumažėjęs informacijos kiekis tuo pačiu neša mažiau informacijos apie tiriamą objektą. Taip pat B-režimo ultragarso vaizdo savybės priklauso nuo ultragarso diagnostinėje sistemoje pasirinktų parametrų reikšmių. Tam įrodyti buvo atliktas tyrimas, kurio metu siekiama išsiaiškinti dinaminio diapazono įtaką bendrosios miego arterijos *intima-media* komplekso storiui, kuris vertinamas remiantis ultragarso vaizdais. Gauta, kad tyrimo metu didinant dinaminį diapazoną didėja ir *intima-media* storis. Taip pat didinant dinaminį diapazoną sumažėja kontrastas ultragarso vaizde ir atvirkščiai [24]. Dėl to, kad yra neatsižvelgiama į ultragarso sistemos parametrus, tyrėjai neprieina prie bendros nuomonės dėl *intima-media* storio esant skirtingo amžiaus žmonėms. Sveikiems žmonėms, kurių amžius nuo 20 iki 79 metų,

intima-media storio vidurkis pas vyrus yra nuo 0,59 mm iki 0,95 mm, pas moteris – nuo 0,52 mm iki 0,93 mm [25]. Esant patologijai *intima-media* storio vidurkis yra dar didesnis.

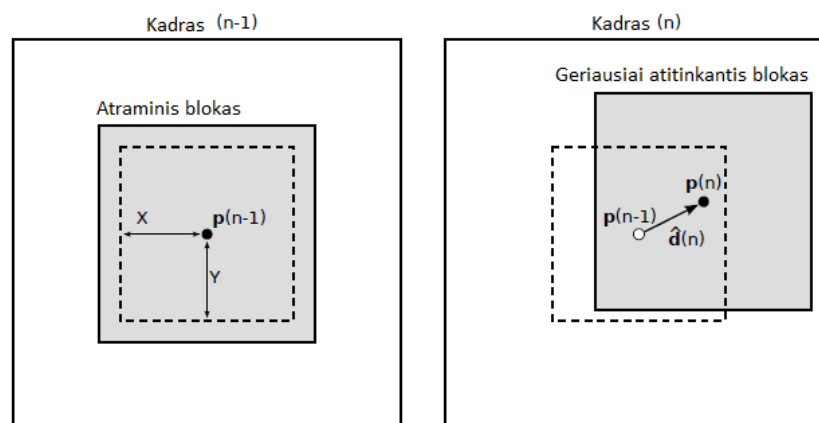
Bendrosios miego arterijos išilginio judesio registravimo metodų apžvalga pateikta 1.1. lentelėje. Blokų tapatinimo (angl. *Block Matching, BM*) metodas yra plačiai naudojamas bendrosios miego arterijos išilginiam judesiui sekti. Pasiūlyti ir modifikuoti blokų tapatinimo metodo variantai.

1.1. lentelė. Bendrosios miego arterijos išilginio judesio registravimo metodų apžvalga. BM- blokų tapatinimo metodas, KF – Kalmano filtras, VVI – greičio vektoriaus vaizdinimas. Adaptuota iš [26]

Mokslinis darbas	Registravimo metodas	Analizuojamos vaizdo dalies dydis	Gaunami matai	Klinikinis pritaikymas
		Bloko dydis		
Golemati ir kiti, 2003 [27]	BM	4,50 × 3,80 mm	Skersinis ir išilginis poslinkiai	Arterijos sienelės elastingumas skersine kryptimi buvo žymiai didesnis nei išilgine kryptimi.
		3,20 × 2,50 mm		
Cinthio ir kiti, 2005[8]	BM	0,7 × 0,7 mm	Poslinkiai ir deformacijos	Dvikryptis išilginis <i>intima-media</i> komplekso judėjimas širdies ciklo metu.
		0,1 × 0,1 mm		
Zahnd ir kiti, 2011 [28]	BM	2,10 × 0,90 mm	Skersinis ir išilginis poslinkiai	Judesai buvo žymiai mažesni pas diabetu sergančius senyvo amžiaus tiriamuosius.
		1,5 × 0,3 mm		
Gastouniotti ir kiti, 2013 [29]	Adaptyvus BM	1,3 × 1,3 mm	Poslinkiai ir deformacijos	Miego arterijos judesai ir deformacijos gali atskirti simptominius ir neturinčius ligos požymių pacientus.
		1,5 × 1,0 mm		
Zahnd ir kiti, 2013 [30]	BM +KF	2,50 × 1,30 mm	Išilginio judesio amplitudė	Išilginio judesio amplitudės buvo žymiai sumažėjusi pas sergančius pacientus lyginant su sveikais savanoriais; išilginio judesio amplitudė palaipsniui mažėjo išilgai arterijos ilgiui.
		1,50 × 0,30 mm		
Tat ir kiti, 2015 [31]	multikernel BM + KF	12,42 × 3,45 mm	Poslinkiai ir deformacijos	Vidinis sienelės šlyties deformacijos judesys priešinga kraujo srautui kryptimi buvo žymiai mažesnis pas pacientus su stuburo smegenų sužeidimu; mažesnis <i>intima-media</i> komplekso ir <i>adventitia</i> sluoksnio pikiniai išilginis ir skersinis poslinkiai.
		5,5 × 0,4 mm		

Svedlund and Gan, 2011 [32]	VVI	-	Išilginis poslinkis	Išilginis judesys miego arterijoje esant pacientams su širdies ir kraujagyslių ligomis buvo žymiai mažesnis nei lyginant su sveikais jaonais žmonėmis; atlikus tyrimus su pelėmis, mažesnis išilginis poslinkis buvo susijęs su didesniu <i>intima-media</i> komplekso storiu, aterosklerozinių plokštelių buvimu ir aukštesniu cholesterolio lygiu.
-----------------------------	-----	---	---------------------	--

Blokų tapatinimo metodo esmė – poslinkio ar judesio $d(n)$ skaičiavimas lyginant pikselių blokus $I(n-1)$ ir $I(n)$ vaizduose. Judesys atitinka poslinkį tarp atraminio bloko (angl. *reference block*) centrinio taško $p(n-1)$ ir geriausiai atitinkančio bloko (angl. *best-matched block*) centrinio taško $p(n)$. Taip randamas p taško poslinkis tarp $I(n-1)$ ir $I(n)$ vaizdų. Pikselių blokų lyginimas $I(n-1)$ ir $I(n)$ vaizduose vyksta tik nustatytose vaizdo ribose, t. y. apibrėžtame maksimaliame poslinkyje apie centrinį tašką (žr. 1.7 pav. punktyrinė linija). Susumavus visus gautus poslinkius randama taško p judesio trajektorija [30].



1.7 pav. Blokų tapatinimo metodas. Adaptuota iš [30].

Kalmano filtras – rekursinis filtras tinkantis procesams, kurie nuolatos keičiasi. Tokio filtro privalumas yra tas, kad jis nekaupia istorijos, t. y. naudoja tik ankstesnę reikšmę. Taško sekimo algoritme šis filtras naudojamas tam, kad sumažinti trikdžių įtaką rezultatams blokų lyginimo metu. Kalmano filtras naudojamas atraminio bloko atnaujinimui, kadangi skirtingos bloko vietos gali pasižymėti nevienoda pilkumo lygių variacija. Kalmano filtras taikomas vienam i -tajam pikseliui esančiam atraminiame bloke [30].

Zahnd savo ištirtus algoritmus apjungė ir įdiegė CAROLAB programoje [30, 34], kuri yra skirta ultragarsinių vaizdų apdorojimui, vizualizacijai ir išilginio judesio sekimui. Šioje

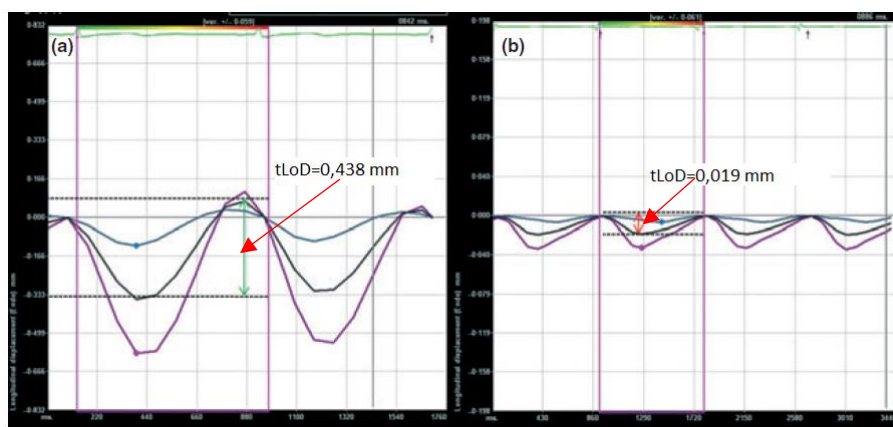
programoje išilginio judesio sekimas atliekamas taikant blokų tapatinimo metodą. Ši programa yra atviros prieigos, tačiau programa nuskaito tik B-rėžimo vaizdų sekas.

Blokų tapatinimo metodo atveju išilginis arterijos sienelės judėjimo sekimas susijęs su trimis pagrindiniais iššūkiais:

1. mažas kontrastas išilgine kryptimi dėl anatomicinės kraujagyslių struktūros (*intima-media* kompleksas pasižymi homogeniškumu, t. y. stebimas labai mažas pikselių intensyvumo variavimas);
2. mažas *intima-media* sluoksnio storis siekiantis apie 0,5 mm. Naudojant blokų tapatinimo metodą plotas, kuriame sekamas taškas, turi būti pakankamai mažas. Taip siekiama užtikrinti, kad sekamas blokas nepatektų į aplinkines sritis, tokias kaip *adventitia* ar arterijos vidų (lot. *lumen*), kurios pasižymi ženkliai skirtingomis charakteristikomis. Pavyzdžiui, *adventitia* sluoksnis beveik nejuda, o kraujas teka arterijos vidumi daug greičiau nei juda *intima-media* kompleksas;
3. taško dekoreliacija atsirandanti dėl audinių deformacijos, judesio artefaktų ir mažos aido impulso amplitudės sukelia sekamo taško pasikeitimą [30].

Šie trijų problemų buvimas yra pagrindinis trikdžių arba klaidų šaltinis sekant išilginį arterijos sienelės judėjimą.

Greičio vektoriaus vaizdinimas (angl. *Velocity Vector Imaging, VVI*) – komercinė specializuota programinė įranga, skirta įvertinti širdies dinamiką ultragarsinių B-rėžimo vaizdų sekoje. Ši programinė įranga geba įvertinti išilginį ir skersinį greičius, įtempius ir poslinkius naudojant taško sekimo algoritmą (angl. *speckle tracking*). Taško sekimo algoritmas yra tas pats kas ir blokų tapatinimo metodas. Norint įvertinti išilginį arterijos sienelės judesį skaičiuojamas bendras išilginis poslinkis (angl. *total longitudinal displacement, tLoD*) širdies ciklo metu (žr. 1.8. pav.) kaip suma maksimalių absoliutinių poslinkių sistolės ir diastolės metu [32].



1.8. pav. Vektoriaus greičio vizualizavimo programine įranga užregistruoti bendrosios miego arterijos išilginiai poslinkiai širdies ciklo metu. Mėlyna ir rožinė kreivės vaizduoja distalinės arterijos sienelės judėjimą. Juoda kreivė vaizduoja mėlynos ir rožinės kreivių vidurkį. a) paveiksle užregistruota sveiko paciento arterijos išilginis judėjimas, b) paveiksle - sergančio paciento arterijos išilginis judėjimas. Adaptuota iš [32].

Greičio vektoriaus vizualizavimo metodas yra specializuotas tirti širdies dinamikai ir nėra pritaikytas tirti arterijų judėjimą. Šis metodas įvertina išilginio arterijos sienelės judėjimo amplitudę, tačiau neatvaizduoja arterijos sienelės judėjimo laikinės funkcijos..

1.4. Analizės rezultatų apibendrinimas, tyrimo tikslas ir uždaviniai

Atlikta mokslinės literatūros analizė rodo, kad analizuojama techninė problema yra ankstyva aterosklerozės diagnostika, kuri ateityje taptų aterosklerozės prevencine priemone. Aterosklerozė – lėtinė arterijų sienelės liga, kuri pastebima tik pradėjus aterosklerozinių plokštelių formavimuisi. Tačiau techniškai įrodyta, kad reikšmingi arterijų sienelių mechaninių savybių pasikeitimai atsiranda daug anksčiau nei pastebimi anatominiai pokyčiai. Išilginis arterijų sienelės judėjimas – parametras, atspindintis mechanines arterijos sienelės savybes, apibūdinamas kaip dvikryptis *intima-media* komplekso judėjimas lygiagrečiai kraujo srautui širdies ciklo metu. Nepaisant to, kad išilginis miego arterijos sienelės judėjimas yra susijęs su širdies ir kraujagyslių sveikata, veiksniai lemiantys išilginį miego arterijos sienelės judėjimą lieka nežinomi.

Yra pasiūlyti metodai išilginio judesio sekimui, kurie remiasi vien tik B-rėžimo ultragarsinių vaizdų analize, pvz. programa CAROLAB. Juose išilginio judesio sekimą apsunkina mažas kontrastas išilgine kryptimi, mažas *intima-media* sluoksnio storis bei taško dekoreliacija. Tačiau B-rėžimo ultragarsinio vaizdo savybės priklauso nuo ultragarsinėje diagnostinėje sistemoje pasirinktų parametrų reikšmių. Vienas iš tokių parametrų yra dinaminis diapazonas, kuris apibūdina vaizdo pikselių intensyvumo verčių diapazoną ir nulemia vaizdo kokybę. Atlikti tyrimai parodė, kad dinaminio diapazono pasirinkimas turi įtaką tiriamo *intima-media* komplekso storiui, bei ultragarsinio vaizdo kontrastui [24].

Šio darbo tikslas - iš užregistruotų bendrosios miego arterijos RD signalų įvertinti išilginį šios arterijos sienelės judėjimą.

Tikslui pasiekti iškelti tokie **uždaviniai**:

1. Išanalizuoti išilginio judesio registravimui skirtų metodų privalumus ir trūkumus.
2. Įgyvendinti kombinuotą algoritmą tinkantį bendrosios miego arterijos sienelės atpažinimui ir fazės koreliacijos taikymą išilginiams judesiams sekti naudojant RD signalus.
3. Algoritmo parametrų optimizavimas siekiant gauti minimalią išilginio poslinkio absoliučiąją paklaidą.
4. Panaudoti ultragarsinę diagnostinę sistemą eksperimentiniams duomenis susirinkti iš poslinkių fantomų.

5. Išbandyti įgyvendinto algoritmo efektyvumą registruojant fiksuotus išilginius poslinkius ir palyginti gautus rezultatus su kitų algoritmų rezultatais.

2. IŠILGINIO JUDESIO RD SIGNALŲ SEKOSE SEKIMO METODIKA

2.1. Ultragarsinė diagnostinė įranga

Tyrimai buvo atlikti KTU Biomedicininės inžinerijos instituto skeneriu Ultrasonix SonixTouch (Analogic Ultrasound, Kanada) turinčiu atvirą prieigą prie RD signalų bei galimybes valdyti skenavimo algoritmus. Tyrimo metu naudotas vienas daugiaelementis ultragarsinis keitiklis: linijinė gardelė, kurios darbinių dažnių diapazonas 5 – 14 MHz (centrinis dažnis $f_0 = 9,5$ MHz, turintis 128 pjezoelektrinius elementus. Ultragarsiniai RD signalai 52 kardu per sekundę sparta buvo surinkti naudojantis linijine gardele L14-5. RD signalas skaitmenizuotas $f_s = 40$ MHz, analogas kodas keitiklio raiška 16 bitų. Visų tyrimų metu buvo nustatytas 13,3 MHz darbinis dažnis. Atliekant tyrimą su fiksuotų išilginių poslinkių fantomu ištyrimo gylis buvo 2 cm, o fokusavimo atstumas – 1 cm. Atliekant tyrimus su elastingumo fantomu ir bendrąja miego arterija buvo nustatytas ištyrimo gylis atitinkamai buvo 3 ir 2,5 cm, fokusavimo atstumas buvo 2 cm. Ultragarsiniai pirminiai RD signalų masyvai buvo išsaugomi pastovioje ultragarsinio skenerio kompiuterio atmintyje vėlesnei analizei MATLAB programos aplinkoje. Iš šių RD signalų masyvų skeneris standartiškai formuoja B tipo diagnostinius vaizdus. Tačiau šiame tyrime buvo naudojamas klasikinis B tipo vaizdų formavimo algoritmas iš RD signalų. Ašine (išilgine) kryptimi diskretizavimo skyra visų tyrimų metu buvo 19,25 μm , o šonine (skersine) kryptimi diskretizavimo skyra elastingumo fantomo tyrimo atveju priklausė nuo pasirinkto skenavimo linijų tankio (angl. *line density*), svyravo nuo 416,67 μm iki 62,5 μm atitinkamai esant 96 ir 640 skenavimo linijų skaičiui. Fiksuotų išilginių poslinkių ir bendrosios miego arterijos tyrimo metu buvo nustatytas maksimalus skenavimo linijų skaičius, t. y. 640, ir tokiu atveju šoninė diskretizavimo skyra buvo 62,5 μm .

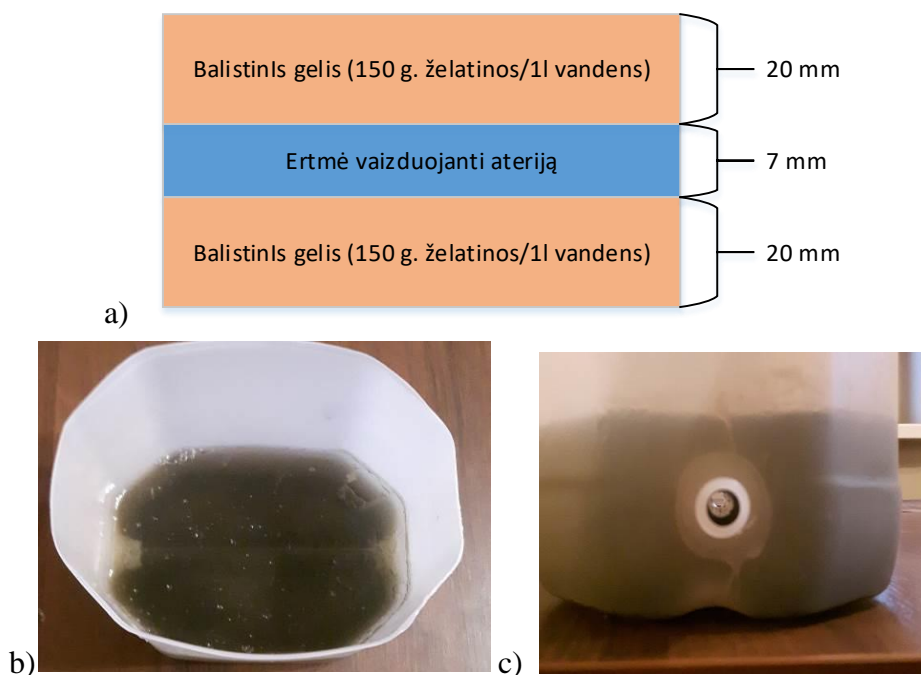
2.2. Arterijos elastingumo fantomas

Sprendžiant techninių galimybių įvertinimo uždavinį buvo pasitelkiami fantomai. Juose galima užtikrinti žinomus ir kontroliuojamus parametrus, kurie biologiniuose audiniuose yra nežinomi. Būtent naudojant fantomus galima įvertinti techninių priemonių galimybes. Minkštųjų biologinių audinių elastingumo parametrų imitavimui pasirinkome gelio pavidalo medžiagą. Minkštųjų audinių poslinkių detektavimo galimybėms įvertinti gaminome elastingumo fantomą. Šis fantomas buvo gaminamas namų sąlygomis iš maistinės želatinos remiantis balistinio gelio (angl. *ballistic gel*) gamavimo metodu [33]. Elastingumo fantomo gamybai naudota:

- 150 g. maistinės želatinos;
- 1000 ml vandens;

- 4 aktyvintos anglies tabletės (sutrintos) atspindžių sudarymui. 1 tabletė/0,28 g.

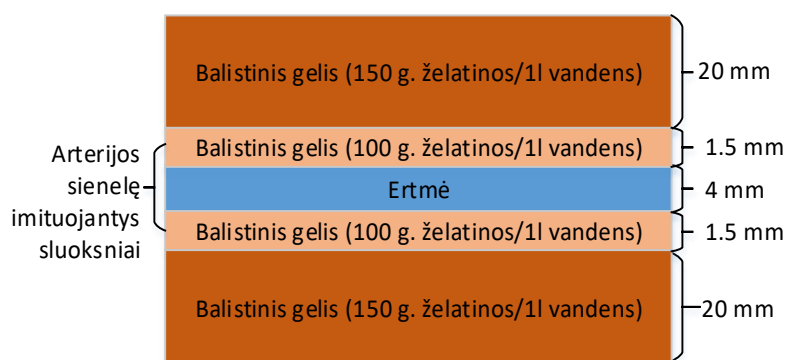
Maistinė želatina sumaišoma su vandeniu ir paliekama valandai, kad išbrinktų. Paskui pašildoma garų vonelėje, kad ištirptų iki vientisos masės. Svarbu atsargiai maišyti, kad masėje nesusidarytų oro burbuliukai. Ištirpusi masė paliekama atvėsti ir dedama į šaldytuvą 3-4 valandoms. Sustingusi masė vėl pašildoma garų vonelėje, atvėsinama, sudedamos aktyvintos anglies tabletės ir visa tai supilama į arteriją imituojančios formos indą (žr. 2.1. pav. b)). Dedama į šaldytuvą 3-4 valandoms.



2.1. pav. Elastingumo fantomo struktūrinė schema be arterijos sienelę imituojančių sluoksnių (a) ir pagamintas elastingas fantomas (b, c).

Elastingumo fantomo ertmėje buvo suformuotas sluoksnis imituojantis arterijos sienelę. Tam buvo panaudotas 4 mm skersmens vamzdelis. Šis vamzdelis buvo įtvirtintas jau pagaminto fantomo ertmės centre, o ertmė esanti šio vamzdelio išorėje užpildyta mažesnės koncentracijos želatinos mišiniu siekiant gauti didesnę elastingumą nei visas fantomas (žr. 2.1. pav. ir 2.2. pav.). Želatinos mišinio gaminimo procedūra išliko tokia pat kaip aprašyta šio skyriaus pradžioje, tik arterijos sienelę imituojantis sluoksnis gamintas iš:

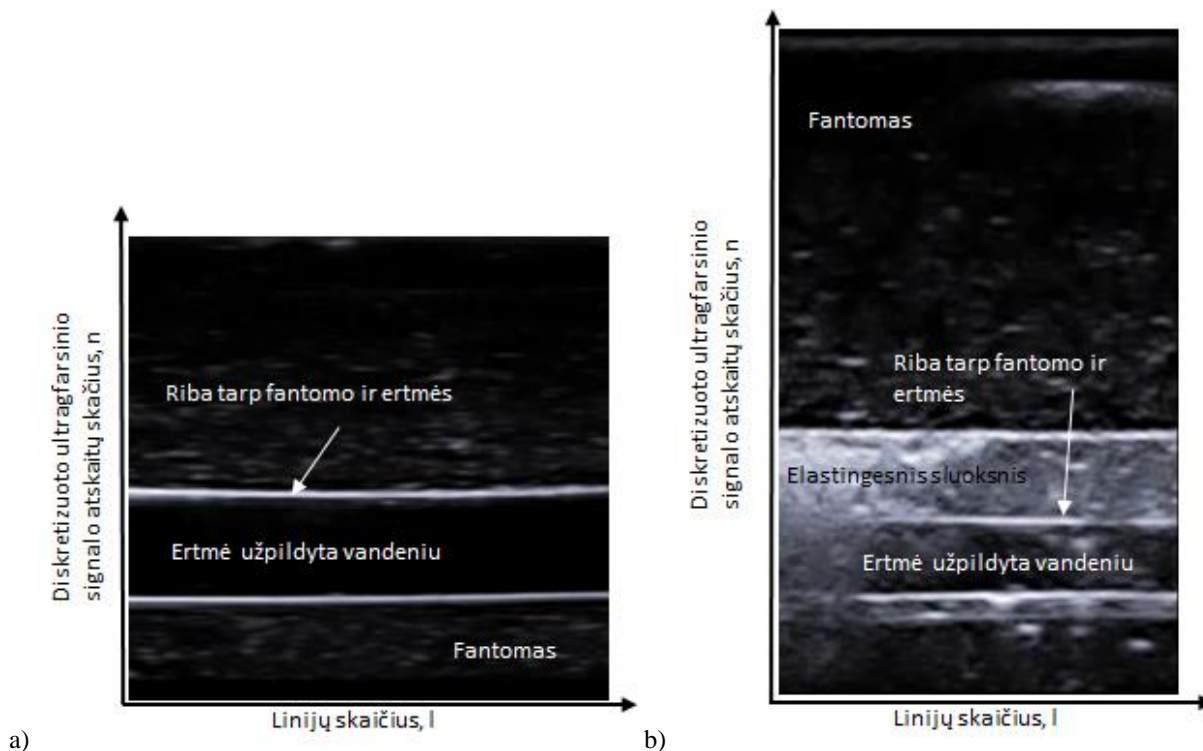
- 100 g. maistinės želatinos;
- 1000 ml vandens;
- 1 aktyvintos anglies tabletė (sutrintos) atspindžių sudarymui. 1 tabletė/0,28 g.



2.2. pav. Elastingo fantomo struktūrinė schema suformuojant arterijos sienelę imituojantį sluoksnį.

Naudojant skirtingas želatinos koncentracijas vandenyje buvo suformuotas kraujagyslę imituojantis fantomas su elastinga sienele ir ją supančiais mažiau elastingais minkštaisiais audiniais. Šiuo atveju fantomo struktūra su matmenimis pateikta 2.2. pav. paveiksle. Pagamintas fantomas buvo pakankamai tvirtas ir elastingas, bei tinkamas naudoti keletą savaičių jei yra laikomas šaldytuve.

Pagaminto fantomo ultragarsiniai vaizdai esant struktūrai be sluoksnių ir su arterijos sienelę imituojančiu sluoksniu atitinkamai pateikti 2.3. pav. paveiksle. Abiem atvejais ultragarsinio keitiklio skenavimo plokštuma buvo laikoma išilgai ertmės esančios fantome.



2.3. pav. Pagaminto fantomo ultragarsiniai vaizdai esant fantomui be sluoksnių imituojančių arterijos sienelę (a), fantomui su arterijos sienelę imituojančiais sluoksniais (b). Abscisių ašyje atidėtas linijų skaičius (skersinis indeksas l), ordinačių ašyje atidėtas diskretizuoto ultragarsinio signalo atskaitų skaičius (išilginis indeksas n).

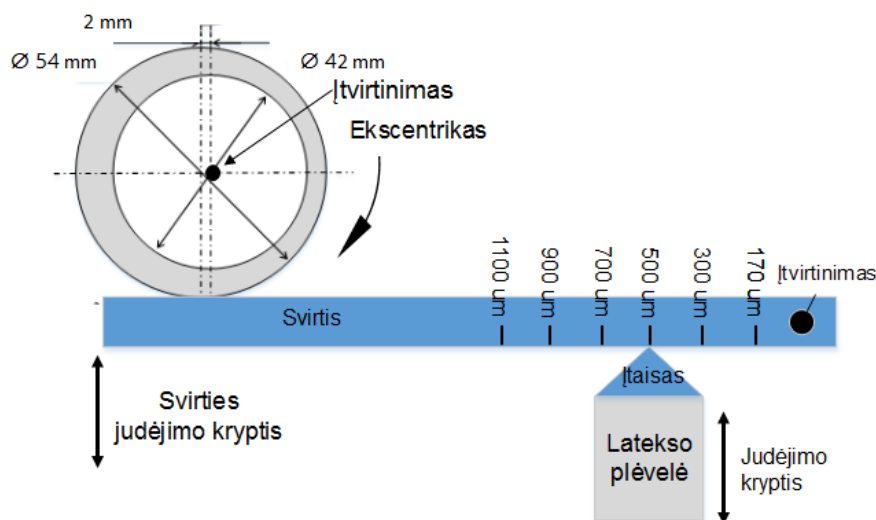
Paveiksle 2.3. pav. aiškiai matyti ribą tarp fantomo medžiagos ir ertmės užpildytos vandeniu. Esant struktūrai su sluoksniais, ultragarsiniame vaizde stebimos dvi ribos (žr. 2.3. pav.). Pirmoji

riba tarp sluoksnio ir ertmės užpildytos vandeniu, antroji – tarp elastingesnio sluoksnio ir minkštuosius audinius imituojančios medžiagos. Abiem atvejais buvo tinkamas 3 cm ištyrimo gylis siekiant užregistruoti tiek viršutinę, tiek apatinę fantomo ribas su ertme užpildyta vandeniu.

2.3. Fiksuotų išilginių poslinkių fantomas

Sprendžiant techninių galimybių įvertinimo uždavinį, buvo pasitelkti fantomai. Minkštųjų audinių poslinkių detektavimo galimybėms įvertinti sukonstravome mikroposlinkių fantomą. Fiksuotų išilginių poslinkių fantomas buvo naudojamas tam, kad išsiaiškinti, kiek tiksliai siūlomas fazės koreliacijos algoritmas geba atvaizduoti fiksuotą išilginį poslinkį. Šio fantomo struktūrinė schema pateikta

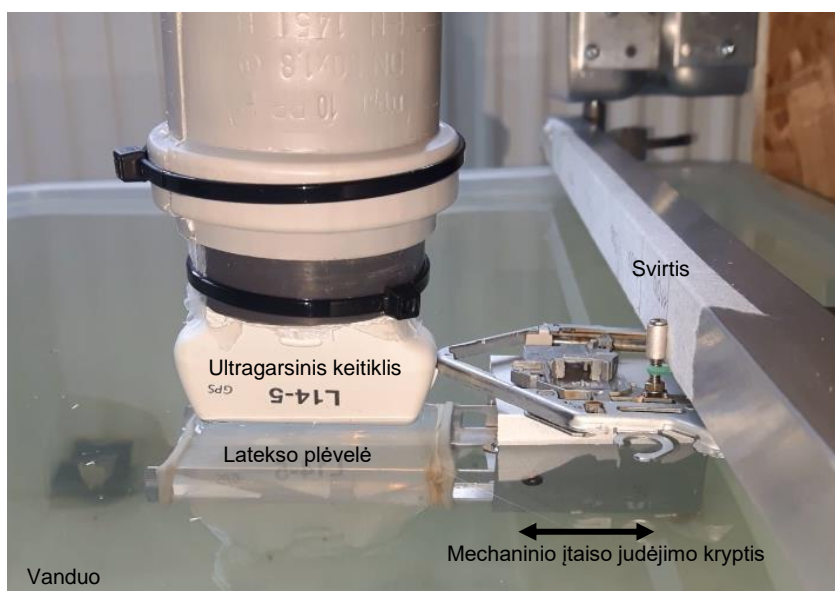
2.4. paveiksle ekscentrikui sukantis, dėl 2mm ekscentriškumo, svirties poslinkių amplitudė ties ekscentriku yra 2mm. Tačiau svirtį įtvirtinus, kitame svirties gale poslinkiai yra ženkliai mažesni. Įtvirtinimas buvo padarytas ašelės pagalba ant kurios buvo uždėtas guolis.



2.4. pav. Kontroliuojamos amplitudės poslinkių fantomo struktūrinė schema. Svirties judėjimas sukelia įtaiso ir tuo pačiu latekso plėvelės judėjimą.

Vienkryptis poslinkis fantome gautas panaudojant mechanizmą iš kompaktinių plokštelių skaitytuvo. Šiame įtaise poslinkiai turi tik vieną laisvės laipsnį, t. y. judesį tik vienoje linijoje pirmyn ir atgal. Pritvirtinus įtaisą prie nejudančio stendo, jo judamoji dalis buvo atremta į svirtį. Tvirtinimo vieta prie stendo, ir taip pat atrėmimo vieta į svirtį, buvo keičiama, siekiant gauti keletą skirtingų atraminių išilginių poslinkių. Ekscentrikas buvo uždėtas ant žingsninio variklio ašies. Žingsninis variklis įeina į prietaisą, skirtą ultragarsinių Doplerio sistemų kontrolei [35]. Šiame prietaise galima nustatyti žingsninio variklio traukiamos stygos linijinį greitį. Žinant linijinį greitį ir ekscentriko diametrą apskaičiuojamas poslinkių pasikartojimo dažnis ir periodas. Ekscentriko diametras 39 mm, esant 10 cm/s linijiniam greičiui gaunamas 0,82 Hz poslinkių dažnis arba 1,22 s poslinkių pasikartojimo periodas.

Poslinkio amplitudės buvo išmatuotos poslinkio indikatoriniu mikrometru, kuriame mažiausia padalos vertė $10\mu\text{m}$. Matuojant poslinkio atramines amplitudes mikrometru buvo pažymėtos 6 įtaiso atrėmimo į svirtį vietos. Šiose vietose pritvirtinus įtaisą, fantomo atraminės poslinkių amplitudės: 170, 200, 500, 700, 900, 1100 μm . Ultragarso bangos judesio fantome atsispindėjo nuo latekso plėvelės. Plėvelė buvo ištempta ant rėmelio, kuris pritvirtintas prie poslinkių įtaiso. Rėmelis neleido plėvelei deformuotis eksperimento metu. Atraminius judesius užtikrino mechaninis įtaisas, kurio judrioji dalis buvo įmerkta į vandenį (žr. 2.5. pav.).

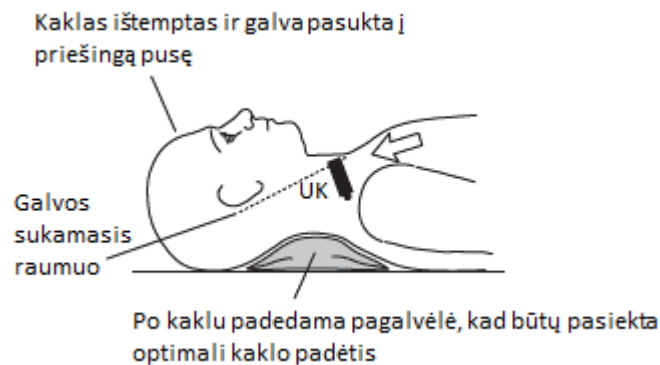


2.5. pav. Fiksuotų išilginių poslinkių fantomas.

Ultragarsinės sistemos keitiklio gardelė buvo įtvirtinta į nejudantį fantomo stovą siekiant išvengti pašalinių judesių, kurie gali veikti kaip trikdžiai registruojant atraminius poslinkius. Ultragarsinio keitiklio ilgesnioji kraštinė buvo įtvirtinta lygiagrečiai įtaiso judėjimo kryptčiai. Ultragarsinių bangų statmenas kritimas į judančią latekso plėvelę buvo užtikrinamas stebint plėvelės atvaizdą diagnostinėje sistemoje. Plėvelės atvaizdas diagnostinėje sistemoje visada buvo horizontalus, atitinkamai patikslinant ultragarsinio keitiklio laikiklio kryptį. Ultragarsiniai signalai diagnostinėje sistemoje buvo išsaugomi eksperimento metu, o vėliau analizuojami dviem lyginamais metodais, t. y. siūlomu fazės koreliacijos algoritmu ir CAROLAB programa [30, 34]. Ultragarsine sistema užregistruoti ultragarsiniai duomenys pasižymi vienalaikiškumu, t. y. esant tam pačiam atraminiam poslinkiui duomenys yra išsaugomi dviem formatais: 1) radiodažniniais ultragarsiniais signalais kaip masyvų seka, ir 2) filmo formatu, kuriame išsaugoma kadrų seka.

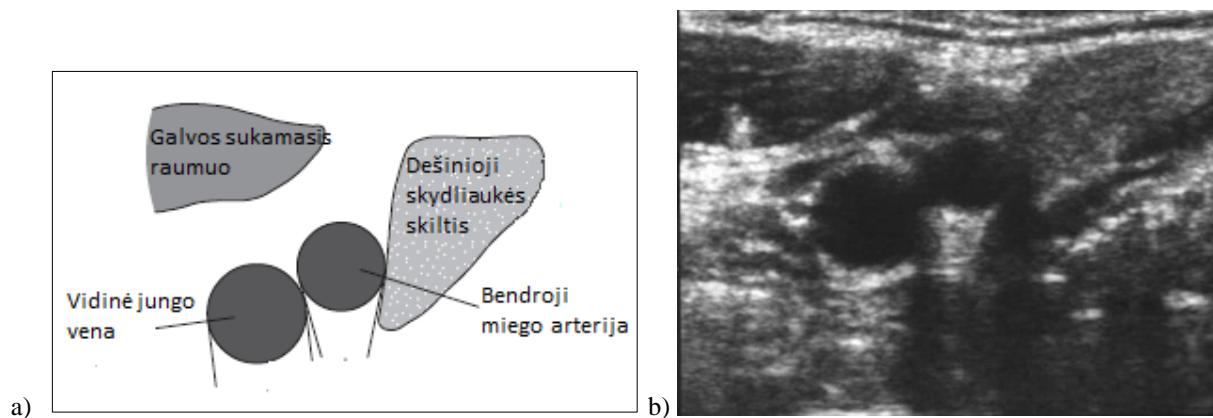
2.4. Bendrosios miego arterijos registravimo metodika

Ultragarsinių aido signalų sekos gautos tiriant kairiąją bendrąją miego arteriją mažiausiai tris širdies ciklus. savanorių buvo paprašyta 15 minučių pagulėti ramiai ant kušetės. Tyrimo metu tiriamieji gulėjo aukštiekninko poza, ištempę kaklą ir pasukę jį 45° laipsnių kampu į dešinę. Keitiklis buvo centruojamas išilgai bendrosios miego arterijos 2-3 centimetrai nuo bifurkacijos, kur bendroji miego arterija suskyla į išorinę ir vidinę miego arterijas. Siekiant išvengti artefaktų išilginiame bendrosios miego arterijos judėjime, ultragarsinis keitiklis buvo įtvirtintas į nejudamai fiksuojamą laikiklį, kuris įtvirtintas prie kušetės. Ultragarsinių aido signalų sekos registruotos tiriamiesiems sulaukiant kvėpavimą apie 15-20 sekundžių. Tyrimo metu gali būti registruojama ir tiriamojo elektrokardiograma [6, 23, 28, 30].



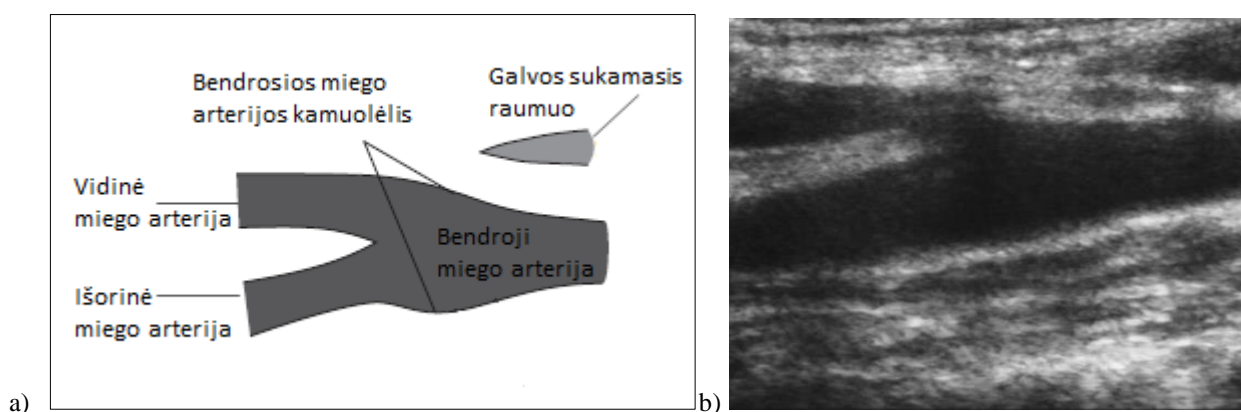
2.6. pav. Ultragarsinio keitiklio (UK) pozicionavimas skersine kryptimi. Modifikuota [36].

Pirmiausia atliekant bendrosios miego arterijos ultragarsinį tyrimą, ultragarsiniame skeneryje buvo pasirinktas kraujagyslių tyrimo režimas. Ultragarsinio keitiklio fokuso zona nustatyta ties giliau esančia kraujagyslės sienele. Tyrimo metu buvo netaikomas spaudimas keitikliui, t. y. jis nespaudžiamas į kaklą, kad nedeformuotų arterijos. Bendrosios miego arterijos atvaizdo paieška ultragarsu buvo pradėdama nuo kaklo apačios keitikliu slenkant link galvos. Pradžioje ultragarsinis keitiklis laikytas skersai bendrosios miego arterijos norint stebėti arterijos skersinį atvaizdą. Sukamasis galvos raumuo gali būti panaudotas kaip atramos taškas. Laikantis šių nurodymų ieškota bendrosios miego arterijos išsišakojimo į vidinę ir išorinę arterijas vieta, arba pastebimi kraujagyslės ligos požymiai (arterijos sienelės sustorėjimas). Taip gaunamas skersinis arterijos vaizdas (žr. 2.7. pav.) [36].



2.7. pav. Struktūrizuotas (a) ir realus (b) skersinis bendrosios miego arterijos vaizdas. Skenuota dešinė kaklo pusė. Modifikuota iš [36].

Užfiksavus, kur yra bendroji miego arterija, ultragarsinis keitiklis pasukamas 90° laipsnių kampu ir taip gaunamas išilginis arterijos vaizdas. Vidinė ir išorinė miego arterijos yra skirtingose plokštumose. Todėl radus bendrosios miego arterijos išsišakojimo vietą, vienas linijinės gardelės galas laikomas ties bendrąja miego arterija. Aplink šį galą linijinė gardelė pasukama mažu kampu siekiant atskirai užfiksuoti tiek vidinės tiek išorinės miego arterijos ultragarsinius atvaizdus [36]. Orientacinis ultragarsinis vaizdas, kuriame identifikuojama miego arterija yra pateiktas 2.8. paveiksle.



2.8. pav. Struktūrizuotas (a) ir realus (b) išilginis bendrosios miego arterijos vaizdas. Skenuota dešinė kaklo pusė. Adaptuota iš [36].

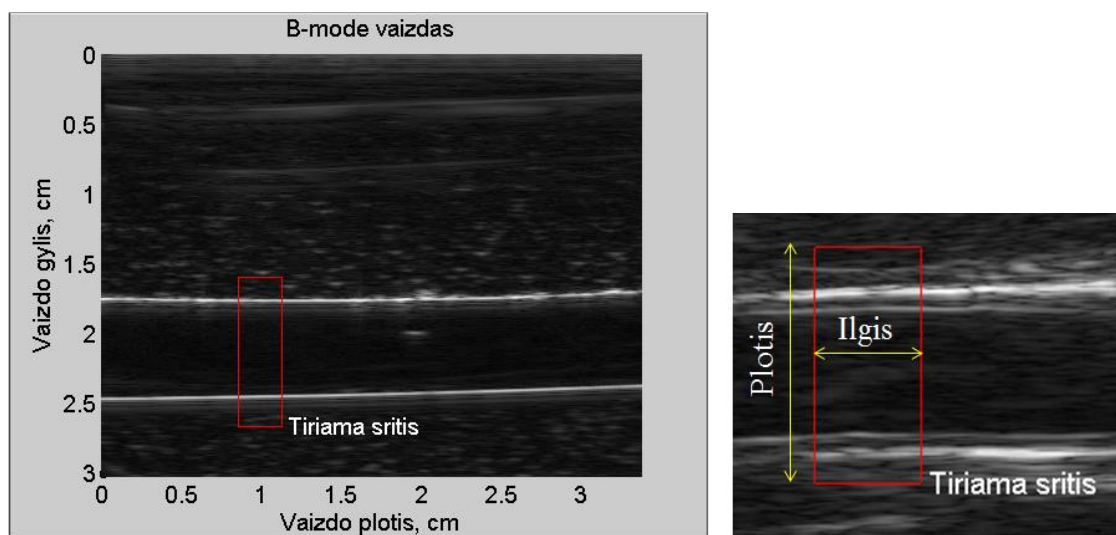
Tačiau identifikuojant arteriją dar būtina suorientuoti ultragarsinių bangų statmeną kritimą į arterijos abi sienelės. Norint užtikrinti, kad ultragarsiniai duomenys būtų kokybiški, išilginis judėjimas turi būti aiškiai matomas išilgai pasirinkto arterijos sienelės segmento. RD signalų seką turi sudaryti bent trys širdies ciklai, kurių metu tiek viršutinė tiek apatinė arterijos sienelės turi būti stebimos kaip dviguba ištisinė linija. [6]

2.5. Antrojo skyriaus apibendrinimas

Tyrimams naudotas ultragarsinis skeneris turi prieigą prie RD signalų, kurie bus naudojami išilginio judesio sekimo algoritme. Pagamintas elastingas arterijos fantomas yra pakankamai tvirtas ir elastingas, tinkamas naudoti iki kelių savaičių. Fiksuotų išilginių poslinkių fantomas leis registruoti atraminius poslinkius, kurie bus 170, 200, 500, 700, 900, 1100 μm . Apžvelgta bendrosios miego arterijos registravimo metodika pasižymi tam tikra specifika: tiriamieji prieš tyrimą turi 15 minučių pasėdėti ramiai atsilošus, tyrimo metu gulėti aukštiekninko poza, ištempę kaklą ir pasukę jį 45° laipsnių kampu į priešingą nei matuojama bendroji miego arterija pusę, nekvėpuoti. Ultragarsinis keitiklis turi būti įtvirtintas į nejudantį laikiklį, RD signalų seką turi sudaryti bent trys širdies ciklai, kurių metu tiek viršutinė tiek apatinė arterijos sienelės turi būti stebimos kaip dviguba ištisinė linija.

3. ULTRAGARSINIŲ RD SIGNALŲ APDOROJIMO ALGORITMAS

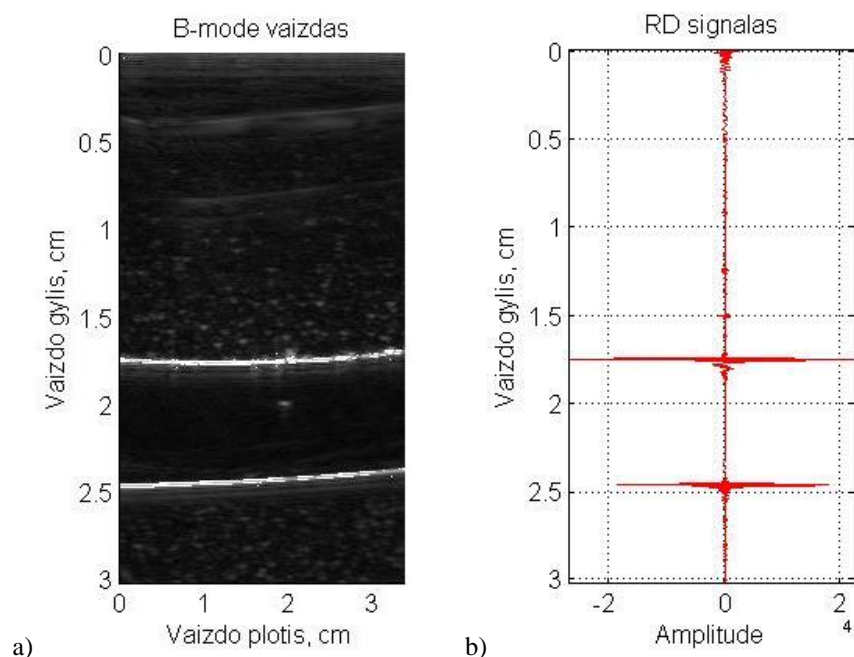
Nuskaičius ultragarsinius RD signalus į MATLAB programą formuojamas B-rėžimo ultragarsinis vaizdas remiantis klasikiniu B-rėžimo vaizdų formavimo algoritmu. Gautame vaizde pažymima tiriama sritis. Vaizdas formuojamas tam, kad būtų galima išskirti dominančią sritį ir joje esančius RD signalus. Tik tiriamoje srityje esantys RD signalai bus naudojami tolimesnei analizei. Tiriamos srities ilgis parenkamas pagal 4.2. poskyrio rezultatus, o tiriamos srities plotis turi būti toks, kad apimtų apatinę ar viršutinę elastingumo fantomo ertmės ribas arba miego arterijos viršutinį ir apatinį *intima-media* kompleksą. Tiriamoje srityje esantiems RD signalams pritaikius Hilberto transformaciją apskaičiuojama šių signalų amplitudės gaubtinės. Toliau apskaičiuotoms gaubtinėms taikomas slenkstis ir ieškoma maksimumų, kurie atitiks elastingumo fantomo ertmės arba *intima-media* kompleksą ribas. Tai detaliau aprašyta 3.1. poskyryje.



3.1. pav. Elastingumo fantomo ultragarsinis vaizdas ir jame pažymėta tiriama sritis, tiriamos srities ilgis ir plotis.

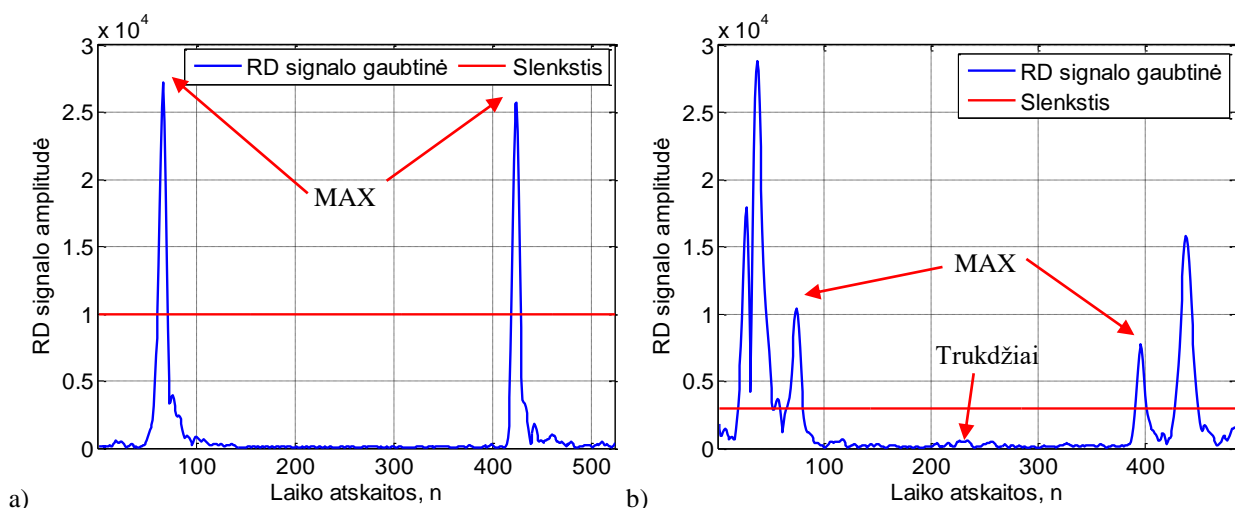
3.1. Duomenų selektavimas išilginio judesio sekimui

Esant fantomui be sluoksnių, imituojančių arterijos sienelę, ultragarsui pereinant ribą tarp fantomo ir ertmės, arba ertmės ir fantomo (žr. 3.2. pav.), stebimas aiškus RD signalo amplitudės padidėjimas. Toks RD signalo amplitudės padidėjimas stebimas ultragarsui pereinant skirtingo elastingumo fantome ribas, taip pat bendrojoje miego arterijoje ties *adventitia-media*, ir *intima-kraujas* (arterijos vidus) ribomis. Taigi, RD signalo amplitudės padidėjimų radimas RD signale leidžia rasti fantome esančių skirtingo elastingumo medžiagų bei arterijos sluoksnių ribas.



3.2. pav. Pagaminto fantomo ultragarsinis vaizdas esant fantomui be sluoksnių (a) ir RD signalas skenavimo linijoje ties 0,3 cm (b).

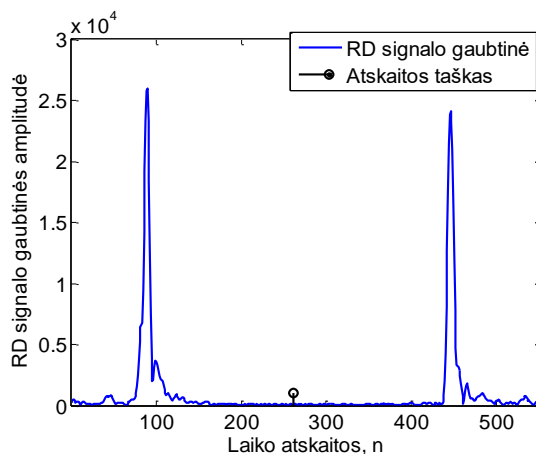
Pirmiausia tiriamoje srityje esantiems RD signalams pritaikius Hilberto transformaciją apskaičiuojama šių signalų amplitudės gaubtinės. Toliau apskaičiuotoms gaubtinėms rankiniu būdu įvedamas slenkstis atsižvelgiant į RD signale ieškomų maksimumų amplitudes, t. y. slenksčio vertė turi būti maždaug pusės ieškomo maksimumo amplitudės vertės. Ties šia amplitudės verte yra didžiausias signalo statusas, mažiau varijuoja signalas. Taip bus išvengta klaidingo maksimumo radimo. Taip pat trukdžių įtakos ieškomų maksimumų radimui, ypač miego arterijos tyrimo atveju, kurie stebimi ties fantomo ertme ar kraujagyslės vidumi.



3.3. pav. a) Elastingo fantomo ir b) bendrosios miego arterijos RD signalai bei jiems pritaikyti slenkščiai. Slenkštis parenkamas pagal ieškomo maksimumo amplitudės vertę. MAX – ieškomi maksimumai.

Išskirto RD signalo ilgis atitinka tiriamos srities plotį, o tiriamos srities pločio vidurys yra ties elastingo fantomo ertmės ar bendrosios miego arterijos viduriu. Todėl norint rasti 3.3. pav.

pažymėtus maksimumus, maksimumų ieškojimas pradedamas nuo RD signalo vidurio, kuris laikomas atskaitos tašku (žr. 3.4. pav.). Ties juo signalas padalinamas į dvi dalis, kurios atitinka viršutinę ir apatinę elastingumo fantomo arba bendrosios miego arterijos dalį tiriamoje srityje. Jei ieškoma viršutinės dalies maksimumas, tai algoritmas vykdomas nuo atskaitos taško atgal, jei apatinės dalies maksimumas – nuo atskaitos taško į priekį.



3.4. pav. RD signalo amplitudės gaubtinė ir atskaitos taškas, nuo kurio pradedamas maksimumų ieškojimas.

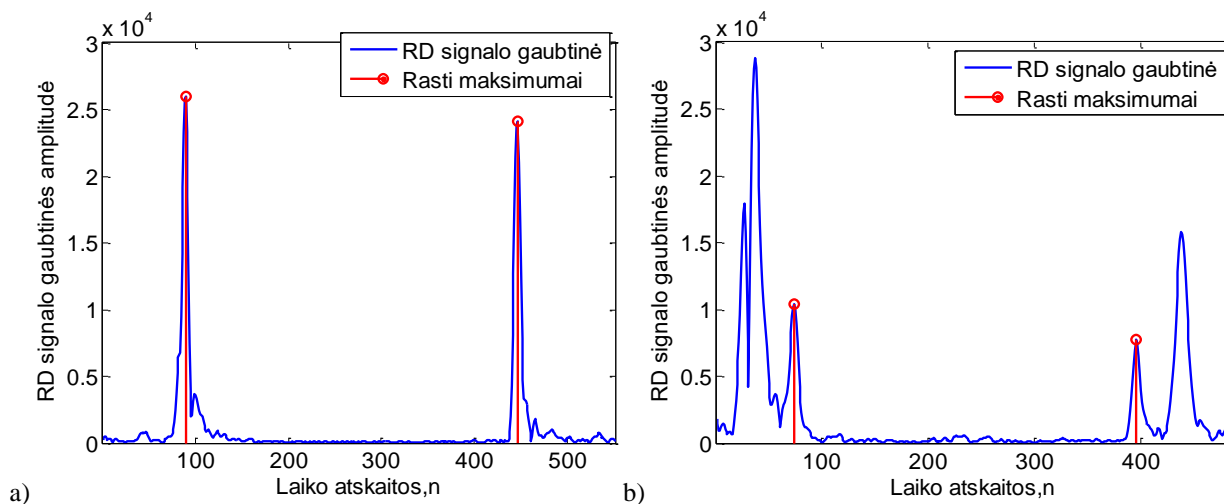
Pirmiausia tikrinama ar RD signalo amplitudės gaubtinės vertė yra didesnė už slenkstį:

$$\begin{cases} RD_{apačia}[i] > \text{Slenkstis}, \text{ kai } i = 2:1:N-1 \\ RD_{viršus}[i] > \text{Slenkstis}, \text{ kai } i = N-1:-1:2 \end{cases} \quad (3.1)$$

kur N – RD signalo viršutinės arba apatinės dalies ilgis. Kai RD signalo amplitudės gaubtinės vertė yra didesnė už slenkstį tikrinama, ar prieš ir po esančios RD signalo amplitudės gaubtinės vertės yra mažesnės už dabartinę:

$$\begin{cases} RD_{apačia}[i-1] < RD_{apačia}[i] > RD_{apačia}[i+1], \text{ kai } i = 2:1:N-1 \\ RD_{viršus}[i-1] < RD_{viršus}[i] > RD_{viršus}[i+1], \text{ kai } i = N-1:-1:2 \end{cases} \quad (3.2)$$

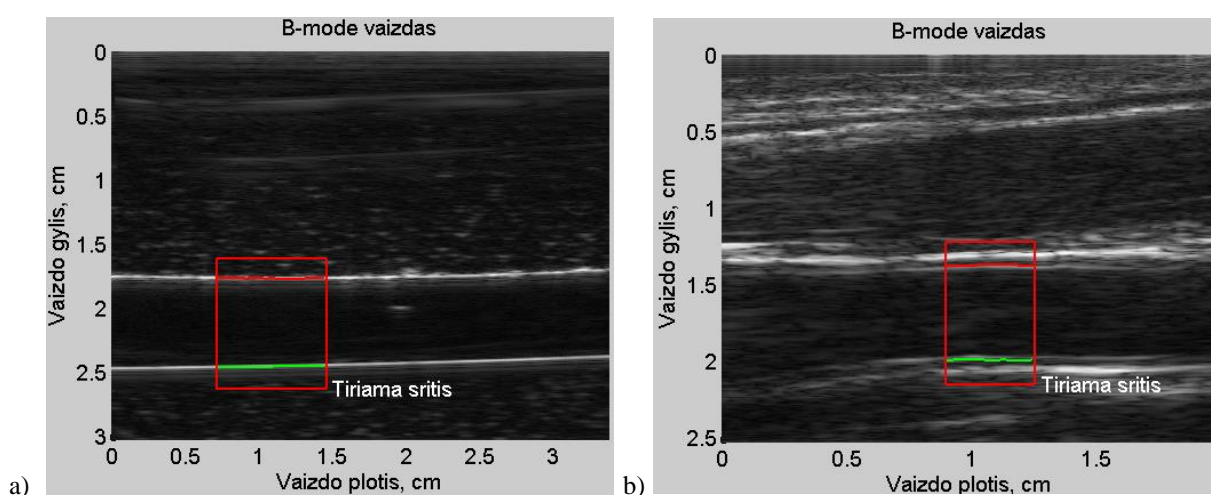
kur N – RD signalo viršutinės arba apatinės dalies ilgis.



3.5. pav. RD signalo amplitudės gaubtinė ir rasti maksimumai, kurie atitinkamai atvaizduoja a) ultragarso perėjimą fantomas-ertmė ir ertmė-fantomus ribas ir b) ultragarso perėjimą intima sluoksnis-arterijos vidus ir arterijos vidus-intima sluoksnis ribas.

Tuo atveju, kai RD signalo amplitudės gaubtinės vertės tenkina aukščiau aprašytus kriterijus, yra laikoma, kad rasti ieškomi maksimumai. Maksimumų vertės ir jų vieta RD signale išsaugomi atskiruose masyvuose. MAX_V ir MAX_A – atitinkamai viršutinėje ir apatinėje dalyse rasto maksimumo vertė, PLACE_V ir PLACE_A – atitinkamai viršutinėje ir apatinėje dalyse rasto maksimumo vieta (indeksas) RD signale. Paveiksle 3.5. pav. matyti, kad taikant aukščiau aprašytą maksimumų ieškojimo metodiką, galima tiksliai rasti norimus RD signalo amplitudės gaubtinės maksimumus.

Atvaizdavirus visas tame pačiame kadre rastas maksimumų indeksų vietas (žr. 3.6. pav.) matyti, kad tiriamoje srityje raudonai ir žaliai pažymėtos linijos atitinka fantomo ertmės ar arterijos vidus-*intima* sluoksnis ribas.



3.6. pav. Atitinkamai a) fantomas-ertmė (raudona) ir ertmė-fantomas (žalia) ribos bei b) *intima* sluoksnis-arterijos vidus (raudona) ir arterijos vidus-*intima* sluoksnis (žalia) ribos.

Fantome esančios ertmės, vaizduojančios arterijos vidų arba bendrosios miego arterijos diametro kitimas laike randamas atliekant kiekviename kadre esančių viršutinės ir apatinės maksimumo vietos signale vidurkinimą:

$$PLACE_V_vid[k] = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L PLACE_V_k[l] \quad (3.3)$$

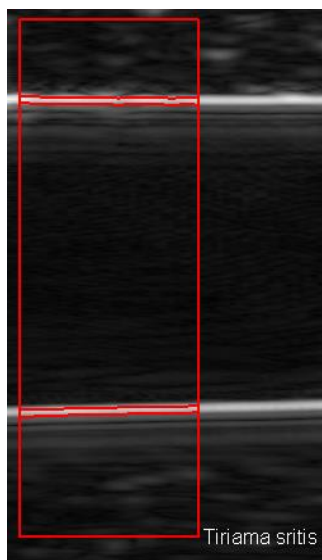
$$PLACE_A_vid[k] = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L PLACE_A_k[l] \quad (3.4)$$

čia k – kadrų skaičius ($k=1\dots K$), L – surastų maksimumų tiriamojoje srityje reikšmių skaičius ($l=1\dots L$), V – viršus, A – apačia. Kuo tiriama sritis bus ilgesnė, tuo surastų maksimumų skaičius tiriamojoje srityje bus didesnis. Fantomo ertmės arba bendrosios miego arterijos diametro kitimas laike randamas skaičiuojant ertmės ar arterijos diametrą kiekviename kadre:

$$D[k] = PLACE_A_vid[k] - PLACE_V_vid[k] \quad (3.5)$$

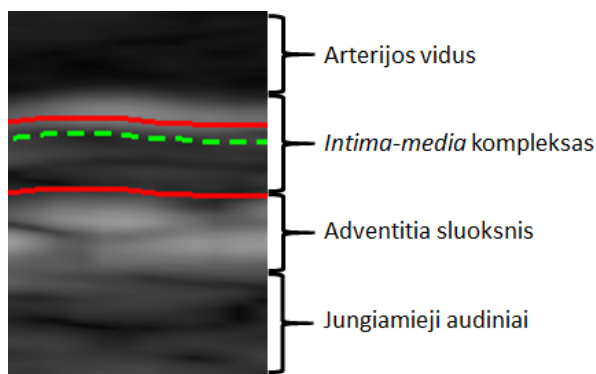
čia D – diametras, k - kadrų skaičius ($k=1\dots K$).

Norint rasti viršutinės arba apatinės fantomas-ertmė ribos arba bendrosios miego arterijos sienelės išilginį judėjimą laike taikomas fazės koreliacijos algoritmas. Tačiau rasti maksimumai sudaro duomenų vektorių dėl to turime mažai informacijos. Šiai problemai išspęsti elastingumo fantomo atveju saugoma 10 RD signalo amplitudės gaubtinės reikšmių prieš ir po rastų MAX_V ir MAX_A reikšmių. Taip gaunamas duomenų masyvas, kurio plotis yra 21 reikšmių, o ilgis priklausomai nuo pažymėtos tiriamos srities ilgio.



3.7. pav. Išskirti viršutinės ir apatinės fantomo ribos duomenų masyvai skirti išilginio judesio laike radimui taikant fazės koreliacijos algoritmą.

Bendrosios miego arterijos atveju atsižvelgiama į *intima-media* komplekso storį nesant patologijai [25] ir pagal tai parenkama kiek reikšmių bus saugoma duomenų masyvo sudarymui. Taigi algoritme laikoma, kad *intima-media* komplekso storis, nepriklausomai nuo to ar yra patologija ar ne, yra 0,5 mm. Jei išilginė diskterizavimo skyra yra 19,25 μm , tai 0,5 mm atitinka apytiksliai 26 atskaitas. RD signalo amplitudės gaubtinėse rasti maksimumai, kurie atitinka ultragarso perėjimą *intima* sluoksnis-arterijos vidus ir arterijos vidus-*intima* sluoksnis ribas, yra ties *intima* sluoksniu, o nes ties *intima-media* komplekso viduriu (žr. 3.6. pav.).



3.8. pav. Išskirtas intima-media kompleksas. Žalia punktyrinė linija atitinka RD signalo amplitudės gaubtinėse rastus maksimumus, raudonos linijos atitinka išskirto duomenų masyvo ribas.

Esant apatinei arterijos sienelei, viena ketvirtoji *intima-media* komplekso storio, t. y. 6 RD signalo amplitudės gaubtinės reikšmės išsaugomos prieš rastą maksimumą, ir trys ketvirtosios (20 reikšmių) – po rasto maksimumo. Esant viršutinei arterijos sienelei taikoma atvirkštinė logika. Taip gaunamas duomenų masyvas, kurio plotis yra lygus nustatytam *intima-media* komplekso storiui (0,5 mm arba 26 atskaitos), o ilgis priklausomai nuo pažymėtos tiriamos srities ilgio. Taip išskirtas duomenų masyvas yra ties *intima-media* kompleksu, tačiau idealiai neatitinka *intima-media* komplekso ribų.

Tuomet fantomo ir arterijos atveju taikomas adaptyvus duomenų masyvų lygiavimas, kuris detaliau aprašytas 3.2. poskyryje.

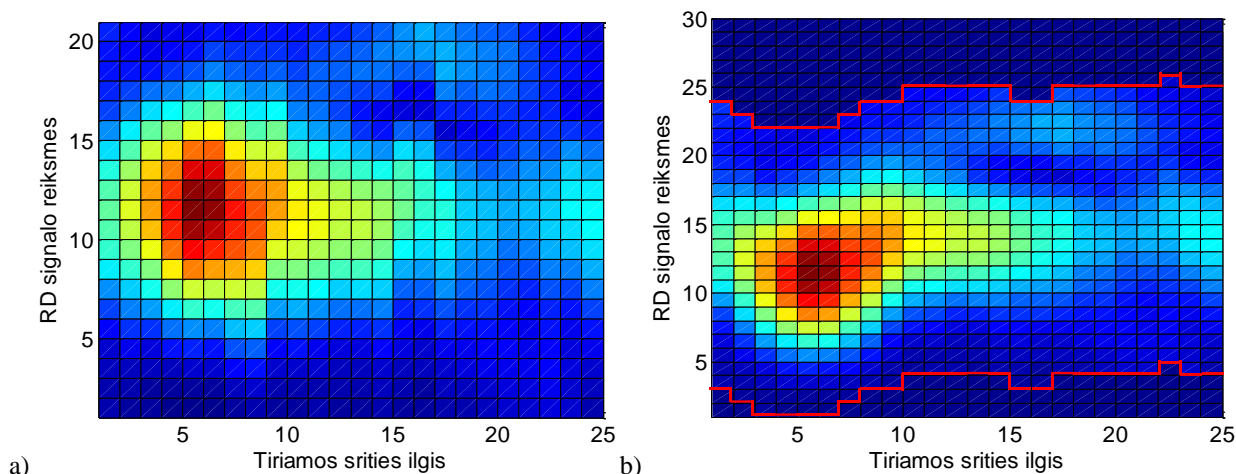
3.2. Adaptyvus duomenų masyvų lygiavimas.

Duomenų masyvuose esančios RD signalo vertės, atitinkančios viršutinės ir apatinės fantomas-ertmė ribos arba arterijos sienelės *intima-media* sluoksnį, išsaugojimo metu surikiuojamos pirmosios duomenų masyvo eilutės atžvilgiu, t. y. neatsižvelgiant į duomenų masyvuose esančių reikšmių vietą RD signale. Taip gaunamas sinchronizuotas duomenų masyvų lygiavimas, kuris turės įtaką išilginio ir skersinio judesio registravimui. Tačiau turime RD signalo amplitudės gaubtinėse rastų maksimumų vietas RD signale, kurios buvo išsaugotos PLACE_V ir PLACE_A masyvuose. Jei tiriamos srities ilgis yra 25 stulpeliai, tai kiekviename kadre turime 25 rastų maksimumų vietos reikšmes, pavyzdžiui ties apatine arterijos sienele. Kiekviename kadre susirandame mažiausią apatinės sienelės maksimumo vietos reikšmę, ir iš visų tame kadre esančių vietos reikšmių šią reikmę atimame. Gauname kiek duomenys masyve turi būti paslinkti Y ašies kryptimi i-jame kadre.

3.1. lentelė Duomenų masyve esančių reikšmių paslinkimas Y ašies atžvilgiu.

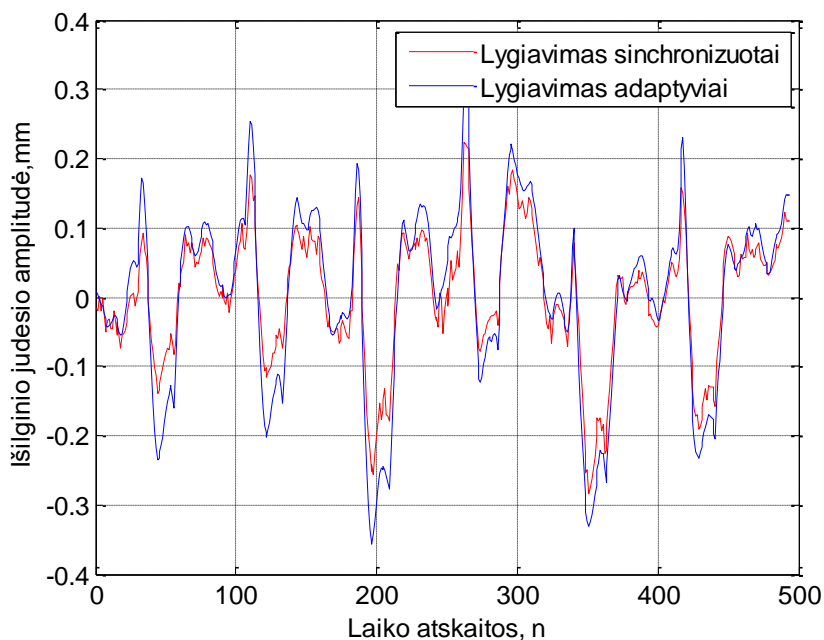
Tiriamos srities ilgio vieta	1	2	3	4	5	6	[...]	20	21	22	23	24	25
Kiek reikia paslinkti duomenis Y ašies atžvilgiu	2	1	0	0	0	0	[...]	3	3	3	4	3	3

Radus, kiek duomenų masyvas turi būti paslinktas Y ašies atžvilgiu, tiek nuliui lygių reikšmių įterpiama prieš duomenų masyvo reikšmes. Po duomenų masyvo reikšmių įterpiama tiek nuliui lygių reikšmių, kad gautume vienodo dydžio matricas kiekviename kadre. Atlikus adaptyvų duomenų masyvų lygiavimą, RD signalo amplitudės gaubtinės reikšmės duomenų masyve sulygiuojamos kaip yra iš tikrųjų. Tokiu atveju neįnešame pašalinių artefaktų, kurie įtakotų tiek išilginį, tiek skersinį judesį.



3.9. pav. Duomenų masyvo lygiavimas sinchronizuotai (a) ir adaptyviai (b).

Atlikus bendrosios miego arterijos išilginio judesio sekimą esant sinchronizuotam ir adaptyviam duomenų masyvo lygiavimui (žr. 3.10. pav.) matyti, kad sinchronizuoto lygiavimo atveju išilginio judesio kreivė pasižymi triukšmingumu, ypač mažos amplitudės judesio atveju. Adaptyvaus lygiavimo atveju, išilginio judesio kreivė mažiau triukšminga, užregistruojamas aiškesnis mažos amplitudės judesys.



3.10. pav. Išilginis bendrosios miego arterijos judėjimas esant sinchronizuotam (a) ir adaptyviam (b) duomenų masyvo lygiavimui.

3.3. Fazės koreliacija išilginio judesio sekimui

Fazės koreliacija – tai metodas taikomas dažnių srityje norint rasti poslinkį tarp dviejų vaizdų. Šiame darbe fazės koreliacija buvo taikoma adaptyviai sulygiuotoms RD signalų matricoms, siekiant rasti išilginį fantomo ribos ir arterijos sienelės *intima-media* komplekso

judesį. Fazės koreliacija pasižymi atsparumu triukšmams, yra beveik tokia pati kaip koreliacija laiko srityje, tačiau skaičiavimai greičiau atliekami dažnių srityje. Pavyzdžiui, turime dvi vienodos duomenų matricas a_1 ir a_2 . Antroji matrica a_2 yra pasislinkusi dydžiu $[\Delta x, \Delta y]$ pirmosios matricos a_1 atžvilgiu:

$$a_2(x, y) = a_1(x - \Delta x, y - \Delta y) \quad (3.6)$$

Matricoms a_1 ir a_2 pritaikius tiesioginę Furje transformaciją randamos matricų reikšmės dažnių srityje A_1 ir A_2 . Remiantis Furje transformacijos laiko postūmio savybe gauname, kad:

$$A_2(u, v) = A_1(u, v)e^{-i(u\Delta x + v\Delta y)} \quad (3.7)$$

Jei duomenų matrica a_2 laiko srityje yra pasislinkusi dydžiu $[\Delta x, \Delta y]$ pirmosios matricos a_1 atžvilgiu, tai dažnių srityje amplitudinis spektras lieka nepakitęs, o fazinis spektras yra pasikeitęs dydžiu $e^{-i(u\Delta x + v\Delta y)}$. Tada fazės skirtumas randamas skaičiuojant normuotą tarpusavio galios spektrą:

$$R(u, v) = \frac{A_1(u, v)A_2^*(u, v)}{|A_1(u, v)A_2^*(u, v)|} = e^{-i(u\Delta x + v\Delta y)} \quad (3.8)$$

čia * reiškia kompleksinis jungtinis. Dydis $e^{-i(u\Delta x + v\Delta y)}$ formulėje yra paprasčiausiai Dirako delta funkcijos Furje transformacija. Atvirkštinė normuoto tarpusavio galios spektro Furje transformacija yra dvimatė Dirako delta funkcija $\delta(x - \Delta x, y - \Delta y)$, kur viršūnės koordinatės atitinka poslinkį $[\Delta x, \Delta y]$ tarp dviejų duomenų matricų a_1 ir a_2 :

$$r(x, y) = \mathcal{F}^{-1}(R(u, v)) = \delta(x - \Delta x, y - \Delta y) \quad (3.9)$$

Tuomet poslinkis $[\Delta x, \Delta y]$ tarp dviejų duomenų matricų a_1 ir a_2 :

$$(\Delta x, \Delta y) = \arg \max_{x, y} |r(x, y)| \quad (3.10)$$

3.3.1. Apdorojimas Gauso filtru

Išilginio judesio registravimui reikia rasti maksimalias fazės koreliacijos matricose esančias reikšmes ir jų koordinates. Maksimalių reikšmių koordinačių pokytis leis rasti išilginį judesį. Tačiau fazės koreliacijos matricos duomenys yra triukšmingi ir maksimalios reikšmės koordinačių radimas gali būti klaidingas. Todėl maksimalios reikšmės ir jos koordinačių nustatymui pagerinti naudojamas dviejų dimensijų žemųjų dažnių Gauso filtras:

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \cdot e^{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}} \quad (3.11)$$

čia x ir y – Gauso filtro dydis, σ – Gauso skirstinio standartinis nuokrypis.

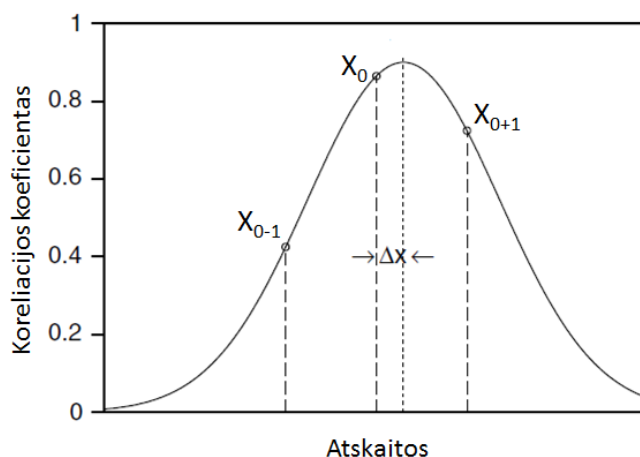
Fazės koreliacijos matricoms pritaikius Gauso filtrą pašalinamos aukštųjų dažnių komponentės, padidėja fazės koreliacijos matricos piko, kuris yra ties maksimalia reikšme,

aštrumais. Taip pagerinamas fazės koreliacijos matricos maksimalios reikšmės ir jos koordinatų radimas.

Siekiant pagerinti skyrą atliekamas fazės koreliacijos matricos interpoliavimas kubiniu spline (angl. *cubic spline interpolation*) 50 kartų išilgine kryptimi ir 20 kartų skersine kryptimi. Toliau seka sub-ataskaitos algoritmo taikymas norint rasti maksimalios fazės koreliacijos matricos reikšmės koordinatas sub-ataskaitos tikslumu.

3.3.2. Sub-ataskaitos algoritmas

Tarkime fazės koreliacijos matricoje maksimalios reikšmės koordinatės yra $[x_0, y_0]$. Ši reikšmė turi dvi kaimynines reikšmes statmenomis kryptimis, t. y. x ašies kryptimi $(x_0 - 1)$ ir $(x_0 + 1)$, y ašies kryptimi $(y_0 - 1)$ ir $(y_0 + 1)$. Norint rasti maksimalios fazės koreliacijos matricos reikšmės koordinatas sub-ataskaitos tikslumu $(x_0 + \Delta x, y_0 + \Delta y)$ naudojamas sub-ataskaitos algoritmas.



3.11. pav. Sub-ataskaitos ieškojimas. Koreliacijos koeficiento maksimali reikšmė yra ties x_0 atskaita, o kaimynines koreliacijos koeficiento reikšmes ties x_{0+1} ir x_{0-1} atskaitomis

Fazės koreliacijos matricoje ieškoma maksimali reikšmė ir aplink ją esančios kaimyninės reikšmės. Sub-ataskaitos tikslumas pasiekiamas analitiškai, rastoms reikšmėms pritaikius antro laipsnio paviršių, kuris yra aprašomas taip [37]:

$$S(x, y) = A \cdot x^2 + B \cdot xy + C \cdot y^2 + D \cdot x + E \cdot y + F \quad (3.12)$$

Maksimali reikšmė yra ten, kur nuolydis kvadratinėje lygtyje yra lygus nuliui. Fazės koreliacijos matricos maksimalios reikšmės koordinatės sub-ataskaitos tikslumu randamos apskaičiavus $S(x, y)$ funkcijos koeficientus [37]:

$$\begin{cases} 2A \cdot x + B \cdot y + D = 0 \\ B \cdot x + 2C \cdot y + E = 0 \end{cases} \quad (3.13)$$

Norint rasti funkcijos $S(x, y)$ koeficientus reikia išspręsti žemiau formulėse aprašytas lygtis. Pirmiausia fazės koreliacijos matricoje randama maksimali bei išskiriamos kaimyninės reikšmės. Taip gaunama devynių reikšmių matrica S , kur (p, q) yra maksimalios reikšmės koordinatės. Turint šias reikšmes randami A, B, C, D, E ir F koeficientai [37]:

$S_{(p-1, q+1)}$	$S_{(p, q+1)}$	$S_{(p+1, q+1)}$
$S_{(p-1, q)}$	$S_{(p, q)}$	$S_{(p+1, q)}$
$S_{(p-1, q-1)}$	$S_{(p, q-1)}$	$S_{(p+1, q-1)}$

3.12. pav. Fazės koreliacijos matricoje išskirta maksimali ir kaimyninės reikšmės, gaunama devynių reikšmių matrica S , kur (p, q) – maksimalios reikšmės koordinatės.

$S(x, y)$ funkcijos koeficientai randami pagal:

$$\left\{ \begin{array}{l} A = \frac{b_0 - 2b_1 + b_2 + b_3 - 2b_4 + b_5 + b_6 - 2b_7 + b_8}{6} \\ B = \frac{b_0 - b_2 - b_6 + b_8}{4} \\ C = \frac{b_0 + b_1 + b_2 - 2b_3 - 2b_4 - 2b_5 + b_6 + b_7 + b_8}{6} \\ D = \frac{-b_0 + b_2 - b_3 + b_5 - b_6 + b_8}{6} \\ E = \frac{-b_0 - b_1 - b_2 + b_6 + b_7 + b_8}{6} \\ F = \frac{-b_0 + 2b_1 - b_2 + 2b_3 + 5b_4 + 2b_5 - b_6 + 2b_7 - b_8}{9} \end{array} \right. \quad (3.14)$$

čia:

$$\left\{ \begin{array}{l} b_0 = S(p-1, q-1) \\ b_1 = S(p, q-1) \\ b_2 = S(p+1, q-1) \\ b_3 = S(p-1, q) \\ b_4 = S(p, q) \\ b_5 = S(p+1, q) \\ b_6 = S(p-1, q+1) \\ b_7 = S(p, q+1) \\ b_8 = S(p+1, q+1) \end{array} \right. \quad (3.15)$$

Radus funkcijos $S(x, y)$ koeficientus, koreliacijos koeficiento maksimalios reikšmės koordinatės sub-ataskaitos tikslumu yra:

$$\begin{cases} x_{sub} = x_0 + \Delta x \\ y_{sub} = y_0 + \Delta y \end{cases} \quad (3.16)$$

čia:

$$\begin{cases} \Delta x = (BE - 2CD)/(4AC - B^2) \\ \Delta y = (BD - 2AE)/(4AC - B^2) \end{cases} \quad (3.17)$$

3.4. Trečiojo skyriaus apibendrinimas

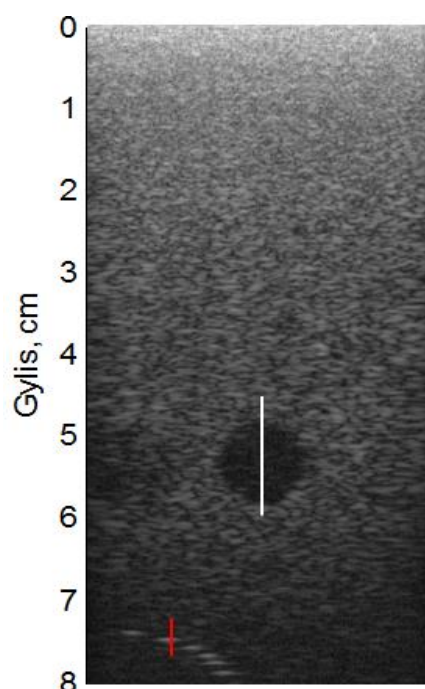
Šiame skyriuje siūlomas RD signalų apdorojimo algoritmas, kuris yra skirtas elastingumo fantomo ertmės ribų ir bendrosios miego arterijos *intima-media* komplekso selektavimui. Parodomas šio algoritmo, skirto selektavimui, galimybės. Siūlomas adaptyvus duomenų masyvų lygiavimo algoritmas taikymas neįneša pašalinių artefaktų, kurie įtakotų tiek išilginį, tiek skersinį judesį. Pristatomi darbe naudojami fazės koreliacijos ir sub-ataskaitos algoritmai išilginio judesio sekimui. Pateikiamos pagrindinės algoritmus aprašančios matematinės lygtys.

4. APARATŪROS IR ALGORITMO PARAMETRŲ ĮTAKOS TYRIMAS

4.1. Dinaminio diapazono ultragarsinėje sistemoje tyrimas

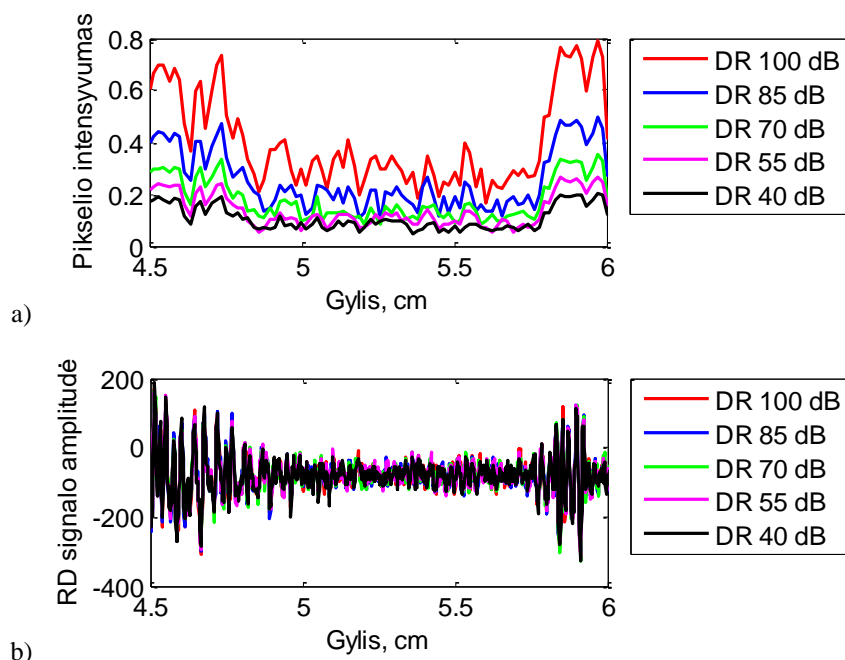
Duomenų surinkimui naudojamos ultragarsinės sistemos parametrų tyrimas atliekamas atsižvelgiant į apžvalgoje pateiktus aparatūrinius trūkumus. Tyrimu siekiama išsiaiškinti, ar dinaminio diapazono keitimas ultragarsinėje sistemoje neiškraipo RD duomenų, ar turi įtaką vaizdo intensyvumo variavimui ir objekto matmenų B-rėžimo ultragarsiniame vaizde kitimui. Tyrimo metu buvo naudojama 2.1. poskyryje aprašyta ultragarsinė diagnostinė įranga, kurioje buvo nustatyti tokie parametrai: skenavimo gylis 8 cm, keitiklio darbinis dažnis 5MHz. Tyrimo metu buvo keičiamas dinaminio diapazono parametras: 40 dB, 55 dB, 70 dB, 85 dB ir 100 dB. Viso tyrimo metu nei fantomas nei ultragarsinis keitiklis nejudėjo, todėl RD signalai ir ultragarsiniai vaizdai buvo surinkti iš tos pačios vietos fantome.. Fantomo modelis „ATS-549“, (ATS Laboratories, Inc., Bridgework, CT, USA).

Iš RD signalų masyvo ir B-rėžimo ultragarsinio vaizdo išskiriami tie patys duomenų stulpeliai esant skirtingoms dinaminio diapazono reikšmėms (žr. 4.1. pav.). Ties šiomis sritimis stebimas taškinis atspindėtuvas, kurį fantome imituoja nailoninė styga. Jos diametras yra 0,12 mm. Taip pat stebima neechogeniška cista imituojanti sritis, kuri yra cilindrinės formos, jos diametras 10 mm.

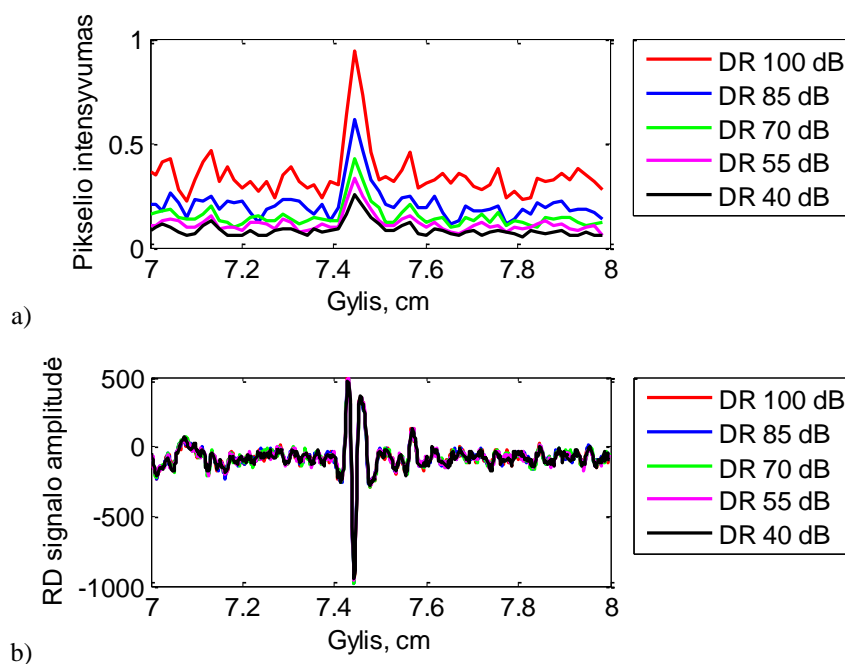


4.1. pav. B-rėžimo ultragarsinis vaizdas gautas skenuojant ultragarsinį fantomą. Raudona (taškinis atspindėtuvas) ir balta (neechogeniška cista) linijomis pažymėti duomenų stulpeliai, kurių RD signalo ir vaizdo pikselių intensyvumo reikšmės bus naudojamos tyrime.

4.2. pav. ir 4.3. pav. pateiktos pikselių intensyvumo ir RD signalo amplitudės priklausomybės nuo dinaminio diapazono. Matyti, kad tiek neechogeniškos cistos, tiek taškinio atspindėtuvo atveju pikselių intensyvumas didėja didėjant dinaminiam diapazonui. Taip pat didėja neechogenišką cistą imituojančios srities ir taškinio atspindėtuvo diametras didėjant dinaminiam diapazonui.



4.2. pav. Tiriama fantome esanti neechogenišką cistą imituojanti sritis. DR – dinaminis diapazonas. a) B-rėžimo ultragarsinio vaizdo pikselių intensyvumo variavimas esant skirtingoms DR parametro reikšmėms. b) RD signalo amplitudės variavimas esant skirtingoms DR parametro reikšmėms.



4.3. pav. Tiriama fantome esanti taškinį atspindėtuvą imituojanti sritis. DR – dinaminis diapazonas. a) B-rėžimo ultragarsinio vaizdo pikselių intensyvumo variavimas esant skirtingoms DR parametro reikšmėms. b) RD signalo amplitudės variavimas esant skirtingoms DR parametro reikšmėms.

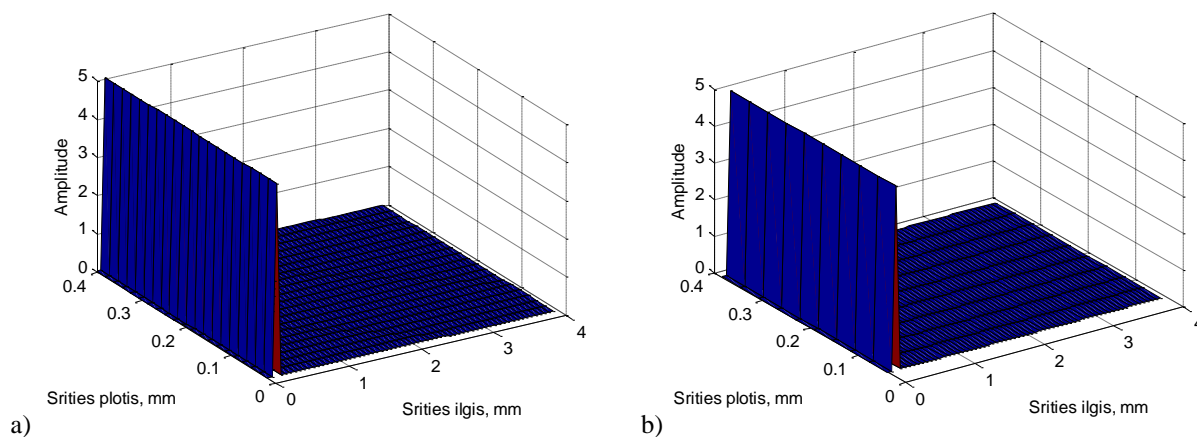
Tačiau kintant dinaminiam diapazonui, RD signalo amplitudė išlieka pastovi esant neechogeniškai cistai ir taškiniam atspindėtuvui. Vadinasi dinaminio diapazono parinkimas įtakoja pikselių intensyvumo vertes, tačiau neturi jokios įtakos RD signalų amplitudėms. Jos esant skirtingoms dinaminio diapazono reikšmėms išlieka pastovios ir nekeičia savo vietos signale. Tai ypač svarbu *intima-media* komplekso selektavime remiantis RD signalais. Šio komplekso storis išliks toks pats prie skirtingų dinaminio diapazono reikšmių.

4.2. Algoritmo parametrų įtakos tyrimas

Algoritmo parametrų įtakos tyrimu siekiama rasti optimalius algoritmo parametrus: tiriamos srities ilgį ir Gauso funkcijos pločio pusiniame aukštyje reikšmę. Turint optimalų tiriamos srities ilgį poslinkis turėtų būti registruojamas su mažiausia poslinkio absoliučiąja paklaida. Taip pat į algoritmą nebus paduodamas nereikalingas kiekis duomenų ir skaičiavimai bus atliekami greičiau. Radus optimalią Gauso funkcijos pločio pusiniame aukštyje reikšmę ir pritaikius Gauso filtrą fazės koreliacijos matricoms, bus pagerinamas fazės koreliacijos matricos maksimalios reikšmės ir jos koordinatų radimas.

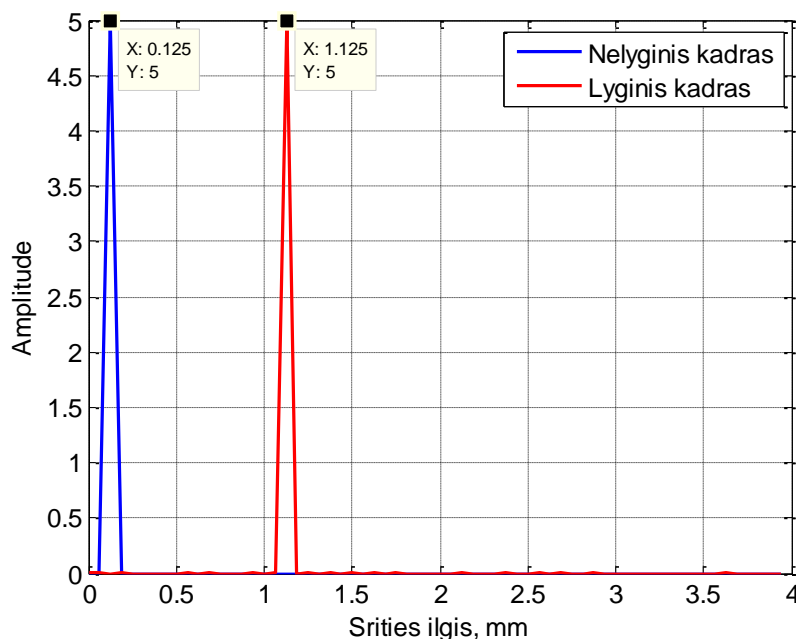
Tyrimas buvo atliekamas kai tiriamos srities ilgis buvo 0,5, 1, 1,5, 2, 2,5, 3, 3,5, 4 milimetrai. Poslinkis tarp kadrų buvo 0,01, 0,05, 0,1, 0,5, 1 milimetras. Taikomas fazės koreliacijos ir sub-atskaitos algoritmai poslinkio tarp kadrų radimui.

Generuojamas impulsinis signalas, kurio ilgis lygus prieš tai minėtam tiriamos srities ilgiui. Pasirenkame, kad srities plotis bus 0,4 mm. Jei diskretizavimo dažnis 40 MHz (19,25 μm), tai srities plotyje bus 21 impulsinis signalas. Jei diskretizavimo dažnis 20 MHz (38,5 μm), tai srities plotyje bus 10 impulsinių signalų. Abiem atvejais apjungus nurodytą skaičių impulsinių signalų į vieną masyvą gaunama, kad tiriamos srities plotis 0,4 mm. Taip sudaromi 1, 3, 5...39 kadrai.



4.4. pav. Nelyginis kadras esant a) 40 MHz diskretizavimo dažniui, b) 20 MHz diskretizavimo dažniui.

Lyginiai kadrai gaunami paslinkus nelyginį kadrą poslinkio milimetrais dydžiu. Tai atliekama impulsiniam signalui taikant Furje transformacijos laiko postūmio savybę. Gaunami 2, 4, 6 ...40 kadrai. Kaip lyginis kadras paslinktas nelyginio kadro atžvilgiu matosi žemiau pateiktame paveikslėlyje.



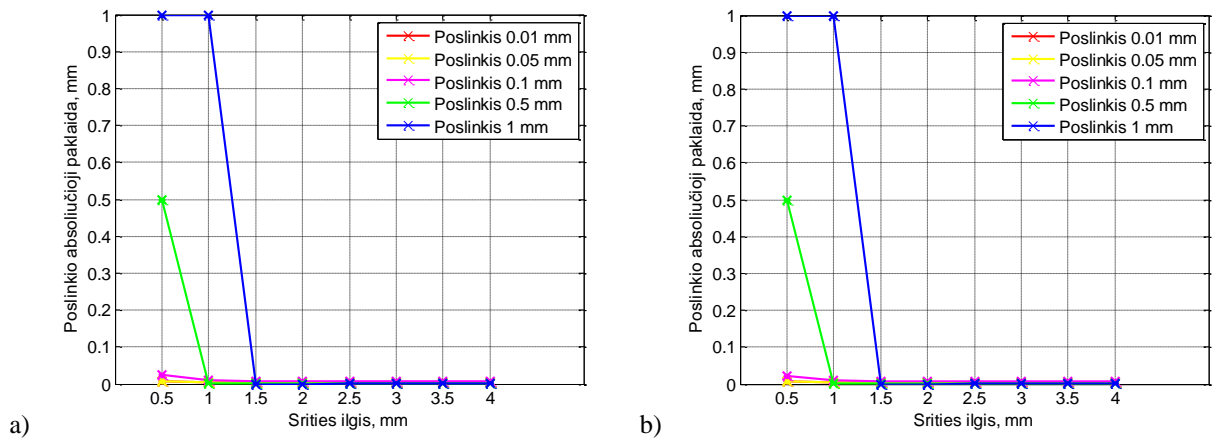
4.5. pav. Kaip lyginis kadras yra paslinktas nelyginio kadro atžvilgiu. Poslinkis tarp kadrų 1 mm, srities ilgis 4 mm.

Jei tarpusavyje lyginami nelyginiai kadrai, tai poslinkis tarp kadrų yra lygus nuliui, jei lyginami lyginiai kadrai – poslinkis tarp kadrų yra 0,01, 0,05, 0,1, 0,5, 1 milimetro. Rasto poslinkio tarp kadrų nuokrypiui skaičiuoti pasirinktas absoliučiosios paklaidos įvertis. Tai tikslaus poslinkio ir gauto poslinkio skirtumo modulis:

$$\Delta = |x - A| \quad (4.1)$$

čia x – gautas poslinkis, o A - tikroji poslinkio vertė. Kadangi buvo modeliuojama 40 kadrų (20 lyginių ir 20 nelyginių), kurie buvo pasislinkę vienas kito atžvilgiu, tai skaičiuojamas poslinkio absoliučiosios paklaidos vidurkis ir standartinis nuokrypis.

Atlikus tyrimą gauta, kad jei srities ilgis yra lygus arba mažesnis už poslinkį, tai poslinkio absoliučioji paklaida lygi poslinkio tarp kadrų reikšmei. Esant poslinkiui mažesniau už srities ilgį poslinkio absoliučioji paklaida yra mažesnė nei 0,025 mm. Vadinasi, srities ilgis turi būti didesnis už norimą registruoti poslinkį. Tokiu atveju gaunama minimali poslinkio absoliučioji paklaida. Kadangi išilginis judesys bendrojoje miego arterijoje gali siekti iki 1 milimetro, tai optimalus tiriamos srities ilgis būtų 1,5 milimetro. Pastebėtina ir tai, kad diskretizavimo dažnio parinkimas neturi įtakos poslinkiui, neįtakoja poslinkio absoliučiosios paklaidos dydžio.

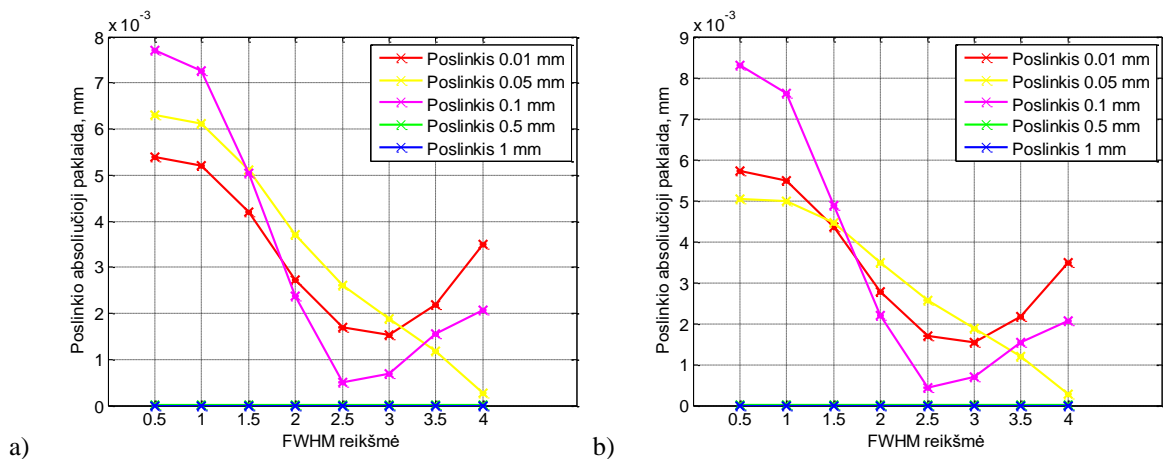


4.6. pav. Poslinkio absoliučios paklaidos priklausomybė nuo srities ilgio ir poslinkio dydžio esant a) 40 MHz diskretizavimo dažniui, b) 20 MHz diskretizavimo dažniui.

Sukurtiems ir vienas kito atžvilgiu paslinktiems kadrams pritaikius fazės koreliacijos algoritmą po to seka Gauso filtro taikymas. Todėl svarbu parinkti tinkamą sigma reikšmę, kuri nusako Gauso filtro spindulį. Sigma reikšmė yra susijusi su Gauso funkcijos pločiu pusiniame aukštyje (angl. *Full Width at Half Maximum, FWHM*) taip [38]:

$$FWHM = \sigma \cdot 2\sqrt{2\ln 2} \approx 2,3548 \cdot \sigma \quad (4.2)$$

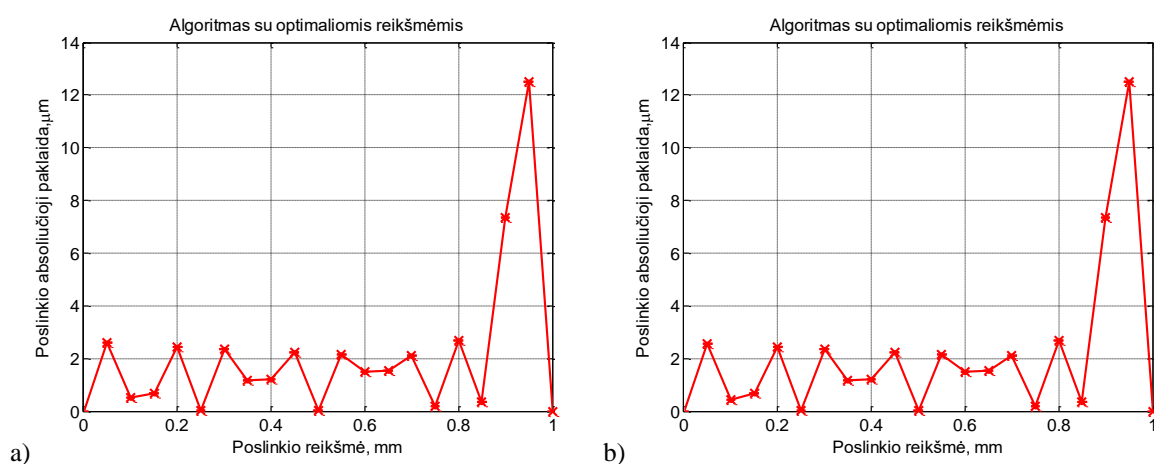
Gauso funkcijos plotis pusiniame aukštyje pasirenkamas 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5 ir 4 atskaitos. Srities ilgis pasirenkamas 1,5 milimetro. Jei FWHM reikšmė lygi 2,5 – 3 atskaitos, poslinkio absoliučioji paklaida yra minimali esant 0,01 ir 0,1 mm poslinkio reikšmėms, kitais FWHM reikšmės atvejais poslinkio absoliučioji paklaida padidėja. Esant 0,5 ir 1 mm poslinkiui, poslinkio absoliučioji paklaida yra minimali esant bet kuriai FWHM reikšmei. FWHM reikšmei didėjant poslinkio absoliučioji paklaida mažėja esant 0,05 mm poslinkiui tarp kadų. Šiuo atveju mažiausia paklaida gaunama, kai FWHM reikšmė lygi 4. Matyti, kad poslinkio absoliučioji paklaida, esant bet kuriam poslinkiui tarp kadų, yra mažesnė 40 MHz diskretizavimo dažniui. Tačiau tai neįtakoja optimalios FWHM reikšmės pasirinkimo.



4.7. pav. Poslinkio absoliučios paklaidos priklausomybė nuo FWHM reikšmės esant a) 40 MHz diskretizavimo dažniui, b) 20 MHz diskretizavimo dažniui.

Apžvelgus 4.6. pav. ir 4.7. pav. paveiksluose pateiktus rezultatus galima teigti, jog teisingai pasirinkus FWHM reikšmę ir srities ilgį algoritmo išėjime gautas išilginis poslinkis būtų su minimalia poslinkio absoliučiąja paklaida. Optimalūs algoritmo parametrai būtų: lango ilgis 1,5 milimetro, Gauso filtro FWHM reikšmė 2,5. Šie parametrai būtų optimalūs tiek 40 MHz, tiek 20 MHz diskretizavimo dažnio atveju.

Poslinkio absoliučioji paklaida esant algoritmui su optimaliomis reikšmėmis yra mikrometrų eilės (žr. 4.8. pav.). Jei poslinkis yra nuo 0 iki 0,85 mm, tai poslinkio absoliučioji paklaida svyruoja nuo 0 iki 2,5 μm , jei poslinkis yra nuo 0,85 iki 1 mm – poslinkio absoliučioji paklaida gali išaugti iki 12,5 μm . Skirtumo tarp rezultatų esant 40 MHz ir 20 MHz diskretizavimo dažniui nėra.



4.8. pav. Poslinkio absoliučioji paklaida algoritmo su optimaliomis reikšmėmis atveju esant a) 40 MHz diskretizavimo dažniui, b) 20 MHz diskretizavimo dažniui.

4.3. Ketvirtojo skyriaus apibendrinimas

Siekiant išsiaiškinti dinaminio diapazono ultragarsinėje sistemoje įtaką RD signalams ir B-rėžimo ultragarsiniams vaizdams atliktas tyrimas, kurio metu buvo keičiama dinaminio diapazono vertė. Užregistruotuose duomenyse išskirti tie patys duomenų stulpeliai, kurių RD signalo ir vaizdo pikselių intensyvumo reikšmės naudotos tyrime. Gauta, kad pikselių intensyvumas ir tiriamo objekto matmenys didėja didėjant dinaminiam diapazonui. Tačiau kintant dinaminiam diapazonui, RD signalų amplitudės reikšmės išlieka pastovios ir nekeičia savo vietos signale. Vadinas darbas su vaizdais priklauso nuo dinaminio diapazono parinkimo ultragarsinėje sistemoje, naudojant RD signalus tokios priklausomybės nepastebime.

Siekiant kiekybiškai įvertinti išilginio poslinkio sekimui skirto algoritmo optimalius parametrus pasirinkta naudoti absoliučiosios paklaidos įvertį. Nustatyti optimalūs parametrai, su kuriais siūlomas algoritmas išilginį poslinkį išskiria efektyviausiai. Nustatyta, kad optimalus

algoritme naudojamo lango ilgis yra 1,5 milimetro, Gauso filtro FWHM reikšmė 2,5. Poslinkio absoliučioji paklaida esant algoritmui su optimaliomis reikšmėmis yra mikrometrų eilės.

5. EKSPERIMENTINIŲ DUOMENŲ ANALIZĖS ALGORITMO TYRIMAS

5.1. Algoritmams tirti naudojami efektyvumo įverčiai

Vertinant išilginiam judesiui registruoti skirtų algoritmų efektyvumą svarbu žinoti kiek užregistruotas išilginis judesys atitinka žinomą išilginį judesį. Paklaidos kriterijumi dažnai naudojamas vidutinės kvadratinės paklaidos MSE (angl. *mean squared error*) įvertis, kuriuo įvertinama paklaida tarp žinomo išilginio judesio modelio $y(n)$ ir užregistruoto išilginio judesio $y_{iv}(n)$:

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (y(n) - y_{iv}(n))^2 \quad (5.1)$$

Tokio įverčio trūkumas yra tas, kad gaunami kvadratiniai paklaidos vienetai ir dėl to sunku nuspręsti kokio dydžio gauta paklaida. Taip pat paklaidos dydis priklauso nuo išilginio judesio amplitudės. Todėl prasminga MSE įvertį normalizuoti prieš tai ištraukus kvadratinę šaknį iš MSE įverčio. MSE normalizuojama pagal išilginio judesio modelio standartinį nuokrypį $\sigma_{modelio}$:

$$NRMSE = \frac{\sqrt{MSE}}{\sigma_{modelio}} \quad (5.2)$$

Gaunamas paklaidą įvertinantis parametras vadinamas normalizuota MSE paklaidos šaknimi NRMSE (angl. *normalized root-mean-square error*). NRMSE = 0 nusako idealų išilginio judesio modelio ir išilginio judesio įverčio panašumą.

Be NRMSE efektyvumo įverčio išilginio judesio registravimui skirtų algoritmų efektyvumas buvo kiekybiškai įvertintas Pirsono (Pierson) tarpusavio koreliacijos koeficientu. Koreliacijos koeficientas įvertina panašumą tarp išilginio judesio modelio ir užregistruoto išilginio judesio, taip pat yra lengviau interpretuojamas. Koreliacijos koeficientas buvo skaičiuojamas tarp žinomo išilginio judesio modelio ir užregistruoto išilginio judesio įverčio. Jei turim N atskaitų ilgio išilginio judesio modelį y , kurio atskaitų vidurkis \bar{y} ir išilginio judesio įvertį y_{iv} su atskaitų vidurkiu \bar{y}_{iv} , tai koreliacija tarp šių dviejų išilginio judesio signalų apskaičiuojama pagal formulę:

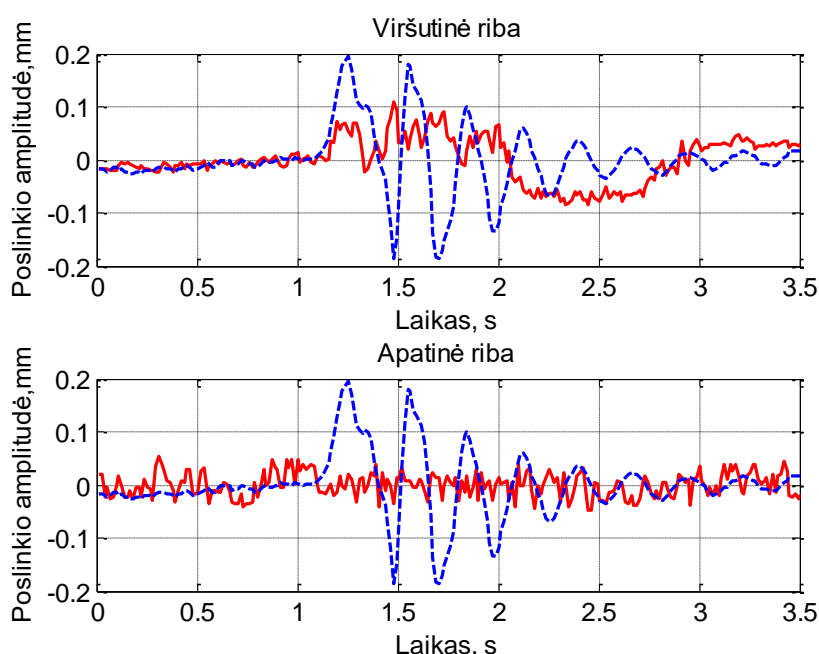
$$r = \frac{\sum_{n=1}^N (y - \bar{y}) \cdot (y_{iv} - \bar{y}_{iv})}{\sqrt{\sum_{n=1}^N (y - \bar{y})^2 \cdot \sum_{n=1}^N (y_{iv} - \bar{y}_{iv})^2}} \quad (5.3)$$

Koreliacijos koeficientas parodo panašumo tarp dviejų signalu stiprumą. Koreliacijos koeficiento reikšmės kinta $[-1; 1]$ intervalo ribose. $r = -1$ rodo absoliutų priešingą panašumą, $r = 0$ reiškia, kad ryšys tarp dviejų signalų neegzistuoja, $r = 1$ rodo absoliutų teigiamą panašumą. Svarbus koreliacijos koeficiento pranašumas prieš MSE parametrai yra tas, kad koreliacijos koeficientas yra automatiškai normalizuotas iš anksto apibrėžtose ribose. Tačiau koreliacijos koeficientu neįvertinama signalo nuolatinės dedamosios ir amplitudės pokyčiu įtaka, o

atsižvelgiama tik į morfologinį signalų panašumą. Registruojant išilginį judesį, mažiau efektyvus algoritmas užregistruos mažesnės amplitudės išilginį judesį, nors dalinis morfologinis panašumas būtų išlaikytas. Įvertinant tokia galimybę, koreliacijos koeficientas ir NRMSE yra svarbus parametrai algoritmų efektyvumui vertinti.

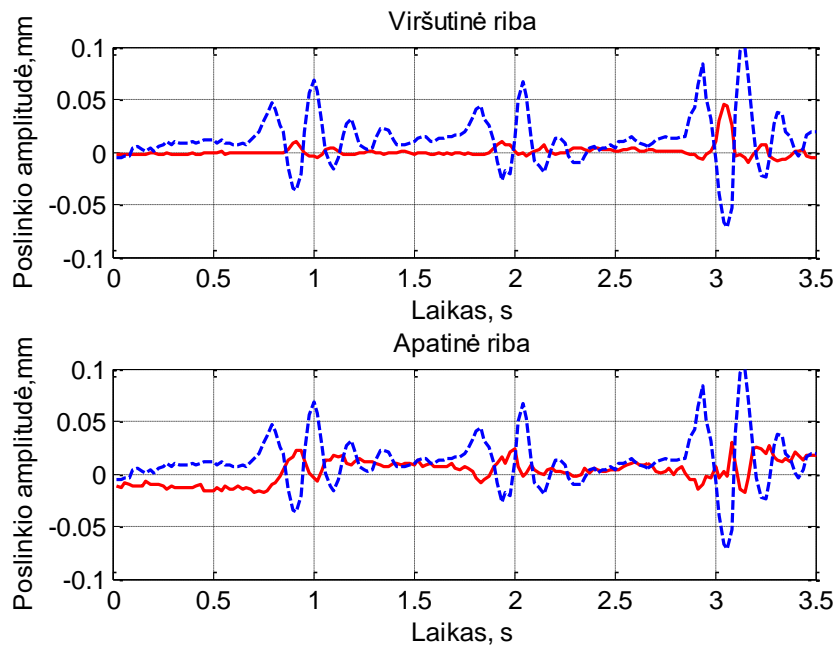
5.2. Elastingumo fantomo išilginių judesių tyrimo rezultatai

Pirmiausia poslinkiai įvertinti fantome be arterijos sienelę imituojančio sluoksnio. Poslinkius ties fantomo ertmės apatine riba stebime tikrai skersine kryptimi (žr. 5.1. pav.), išilginių poslinkių nestebime. Ties fantomo ertmės viršutine riba gauti išilginiai judesiai stebimi dėl to, kad elastinga fantomo medžiaga ties šia riba buvo atsisluoksniavusi.



5.1. pav. Fantomo be arterijos sienelę imituojančio sluoksnio išilginis viršutinės ir apatinės ribų judėjimas (ištinė linija) ir ertmės diametro kitimas (punktyrinė linija).

Fantome su arterijos sienelę imituojančiu sluoksniu užregistruota išilginio apatinės ribos poslinkio amplitudė sudarė 0,025 mm, viršutinės ribos judėjimas buvo dar mažesnis. Skersinio ir išilginio poslinkių amplitudžių santykis gautas nuo 2 iki 12 karto. Poslinkių – laiko diagramose stebima išilginio judesio sąsaja su diametro kitimu, t. y. išilginis judesys suvėlintas, kai kuriais momentais net priešingos fazės nei diametro pokyčiai.



5.2. pav. Fantomo su arterijos sienelę imituojančiu sluoksniu išilginis viršutinės ir apatinės ribų judėjimas (išsistinė linija) ir ertmės diametro kitimas (punkttyrinė linija).

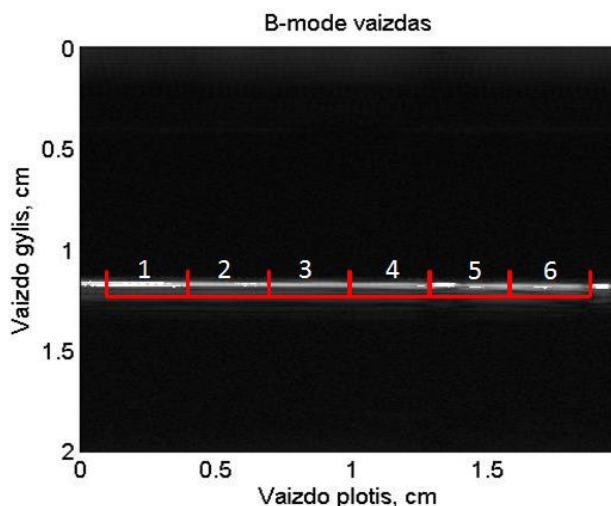
Pagamintas elastingas arterijos fantomas reaguoja į pulsacijas skersiniais ir išilginiais poslinkiais, yra elastingas, pakankamai tvirtas, tinkamas naudoti iki kelių savaičių, jeigu laikomas šaldytuve. Naudota ultragarsinė aparatūra ir siūlomas fazės koreliacijos algoritmas leidžia registruoti išilginius ir skersinius poslinkius elastingame fantome.

Fantome su arterijos sienelę imituojančiu sluoksniu sukėlus mažesnius skersinius poslinkius, nei fantome be arterijos sienelę imituojančio sluoksnio, stebimas išilginis judesys. Vadinasi esant mažiau elastingam (didesnio standumo) sluoksniui išilginių judesių nestebėsime, arba jie bus mažesnės amplitudės nei esant elastingesniai sluoksniui.

Naudotas algoritmas pasirodė tinkamas išilginiams poslinkiams registruoti ir gali būti pradėtas taikyti *in vivo* duomenims.

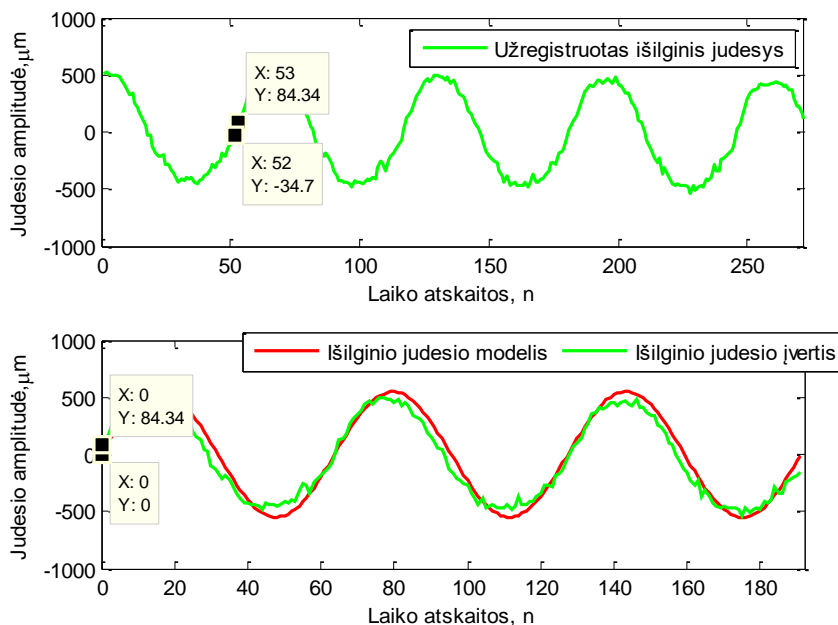
5.3. Fiksuotų išilginių poslinkių tyrimo rezultatai

Išilginio judesio modeliu laikomas sinusinis signalas, kurio amplitudė atitinka fiksuoto išilginio judesio dydį (170, 200, 500, 700, 900, 1100 μm), dažnis — priklauso nuo ekscentriko diametro ir žingsninio variklio linijinio greičio ir yra lygus 0,82 Hz. Algoritmams tirti naudojami efektyvumo įverčiai skaičiuojami tarp išilginio judesio modelio ir užregistruoto išilginio poslinkio. Kiekvienas fiksuotas poslinkis buvo registruojamas 7 kartus. Išilginis poslinkis buvo ieškomas 3 mm ilgio atkarpose. Kadangi registruojamo vaizdo plotis buvo 1,98 cm, tai fiksuotas tos pačios amplitudės poslinkis įvertintas 42 kartus ($n=42$).



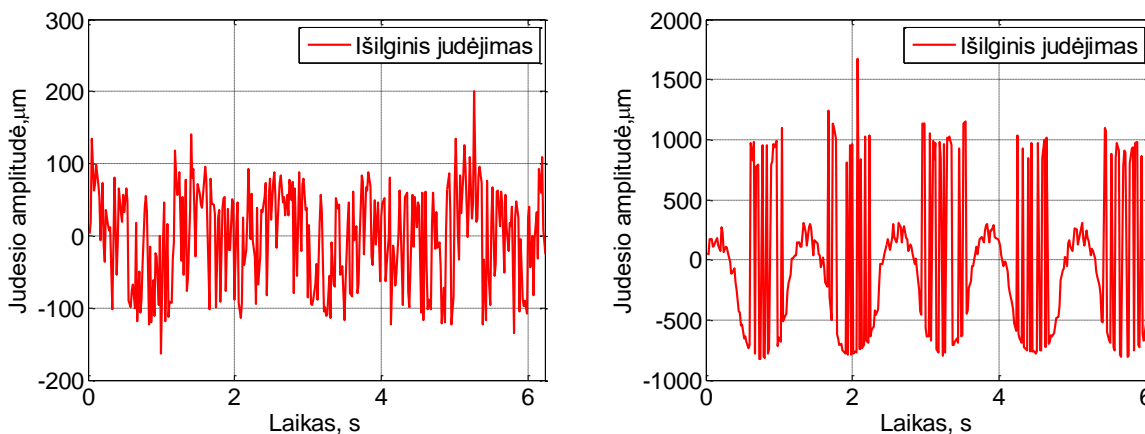
5.3. pav. B-rėžimo ultragarsinis vaizdas ir jame pažymėtos 6 sritis, kuriose vertintas išilginis judesys. 1 sritis prasideda nuo 0,1 mm. Kiekvienos srities ilgis 3 mm.

Kadangi užregistruoti išilginio poslinkio signalai buvo skirtingo ilgio, todėl nuspręsta efektyvumo įverčių skaičiavime vertinti tris išilginio poslinkio periodus. MATLAB programoje atvaizdavirus kiekvieną išilginio judesio signalą rankiniu būdu buvo surandama atskaita, ties kuria prasideda pirmasis teigiamas išilginio judesio pusperiodis (žr. 5.4. pav.). Kadangi kadrų dažnis ultragarsinėje sistemoje buvo 52 Hz, ekscentriko sukimosi dažnis 0,82 Hz, tai trys išilginio judesio periodus sudarė 192 atskaitos. Nuo teigiamo pusperiodžio pradžios atskaitos „iškirpus“ tris periodus gaunami 192 atskaitų ilgio išilginio judesio signalai. Šie signalai yra laikomi išilginio judesio įverčiu ir naudojami efektyvumo įverčių skaičiavime.



5.4. pav. Išilginio judesio signalo „apkarpytas“ siekiant išskirti tris išilginio judesio signalo periodus. Užregistruoto išilginio judesio pirmasis teigiamas pusperiodis prasideda ties 53 atskaita. „Apkarpytas“ išilginio judesio signalas bus naudojama kaip išilginio judesio signalo įvertis, o išilginio judesio modeliu laikomas sinusinis signalas.

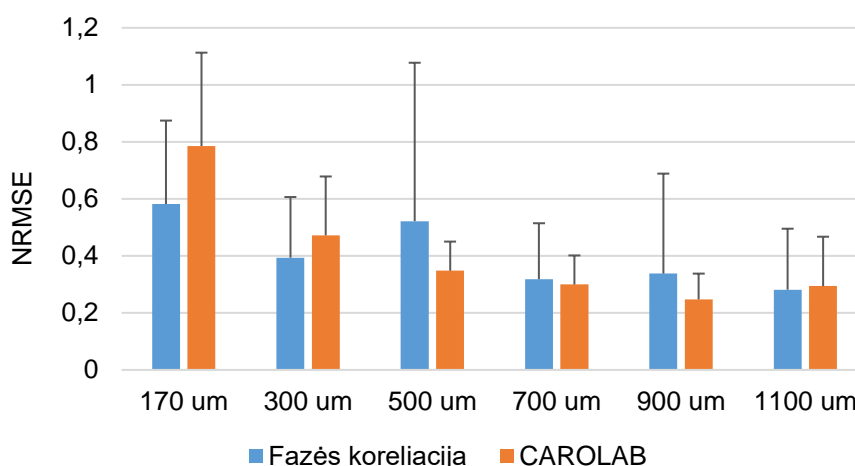
Jei tiriamoje srityje apskaičiuotas išilginio judesio signalas tiek fazės koreliacijos algoritmu, tiek CAROLAB programa, yra triukšmingas, neatrodo kaip sinusinis signalas, tai jis nėra įtraukiamas į algoritmams tirti naudojamų efektyvumo įverčių skaičiavimą. Šie išilginio judesio signalų artefaktai greičiausiai atsirado dėl to, kad tirama 3 mm sritis pasižymėjo homogeniškumu.



5.5. pav. Išilginio judesio signalai, kurie yra neįtraukiami į algoritmams tirti naudojamų efektyvumo įverčių skaičiavimą.

Atlikus tokią išilginio judesio signalų atranką gauta, kad fazės koreliacijos atveju 7, 3, 6, 8, 12, 14 iš 42 ir CAROLAB programos atveju 18, 8, 3, 2, 3, 6 iš 42 išilginio judesio kreivių, atitinkamai esant 170, 200, 500, 700, 900, 1100 μm fiksuotiems išilginiams poslinkiams, buvo netinkamos efektyvumo įverčių skaičiavimui.

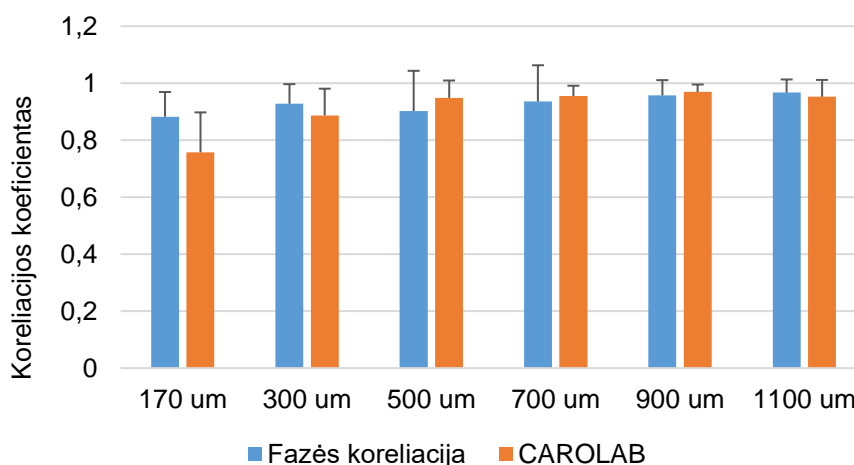
NRMSE parametro tyrimu siekta tarpusavyje palyginti fazės koreliacijos algoritmą ir CAROLAB programą išilginio judesio sekime. Gauta, kad paklaidos vidurkis tarp išilginio judesio modelio ir išilginio judesio įverčio, esant 170 ir 300 μm išilginiam judesiui, yra mažesnis naudojant fazės koreliacijos algoritmą.



5.6. pav. NRMSE įverčio priklausomybė nuo išilginio judesio dydžio esant fazės koreliacijos algoritmui ir CAROLAB programai.

Esant didesnėms išilginio judesio reikšmėms (500, 700, 900 μm) paklaidos vidurkis tarp išilginio judesio modelio ir išilginio judesio įverčio yra mažesnis esant CAROLAB programai (žr. 5.9. pav.). Tačiau paklaidos vidurkis registruojant išilginį judesį skirtingais metodais tampa beveik vienodas esant 1100 μm išilginiam poslinkiui. Taigi fazės koreliacijos algoritmas registruoja mažesnes išilginio judesio reikšmes su mažesne paklaida. Tačiau NRMSE įverčio standartinio nuokrypio vertės yra didesnės fazės koreliacijos atveju, ypač registruojant 500 ir 900 μm išilginį judesį. Tai rodo, kad fazės koreliacijos atveju išilginio judesio kreivė pasižymi triukšmu arba išilginio poslinkio įvertis amplitudės atžvilgiu žymiai neatitinka išilginio poslinkio modelio.

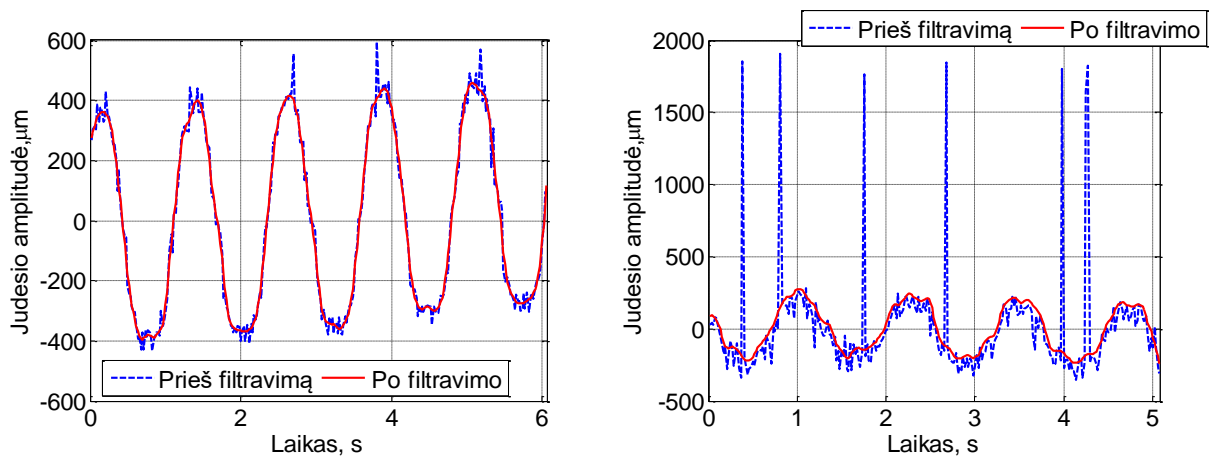
Atlikus koreliacijos koeficiento tyrimą gauta, kad didesnis koreliacijos koeficientas, esant 170, 300 ir 1100 μm išilginiam judesiui, yra fazės koreliacijos algoritmo atveju. Esant 500, 700 ir 900 μm išilginiam judesiui, koreliacijos koeficientas didesnis CAROLAB programos atveju.



5.7. pav. Koreliacijos koeficiento priklausomybė nuo išilginio judesio dydžio esant fazės koreliacijos algoritmui ir CAROLAB programai.

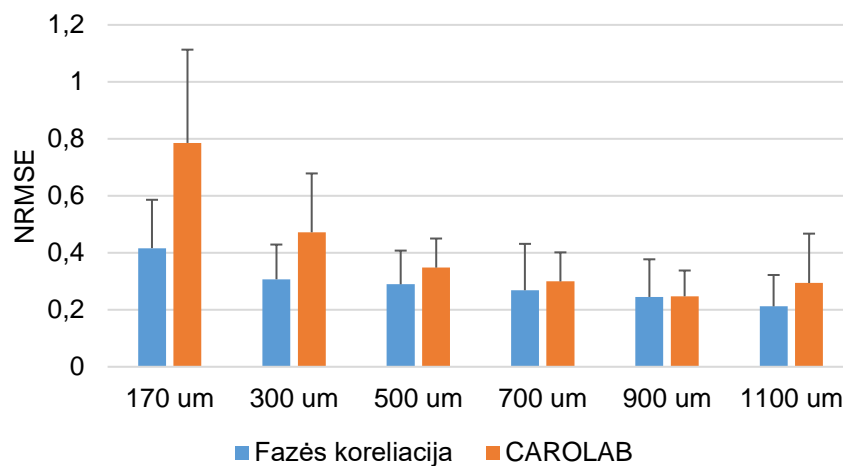
Atliktas tyrimas parodė, kad didžiausia koreliacijos koeficiento ir mažiausia NRMSE reikšmės gautos fazės koreliacijos algoritmo atveju, kai buvo registruojamas 1100 μm išilginis judesys. Šiuo atveju NRMSE buvo 0,28, o koreliacijos koeficientas siekė 0,96.

Kadangi buvo pastebėta, kad fazės koreliacijos atveju išilginio judesio signalas yra triukšmingas bei turi riktų (angl. *outliers*), t. y. rastų išilginio judesio verčių, kurios nedera su kitomis duomenų sekos vertėmis. Taip pat NRMSE įverčio standartinis nuokrypis rodo šių trikdžių buvimą. Todėl nuspręsta panaudoti glotninimą taikant MATLAB programoje esančią funkciją *smooth* bei šioje funkcijoje pasirenkant *roess* metodą su 5 % intervalu (angl. *span*). Išilginio judesio signalai prieš ir po glotninimo pateikti 5.8. paveiksle. Matyti, kad pritaikius glotninimą sumažėja triukšmai ir riktų buvimas išilginio judesio signale.



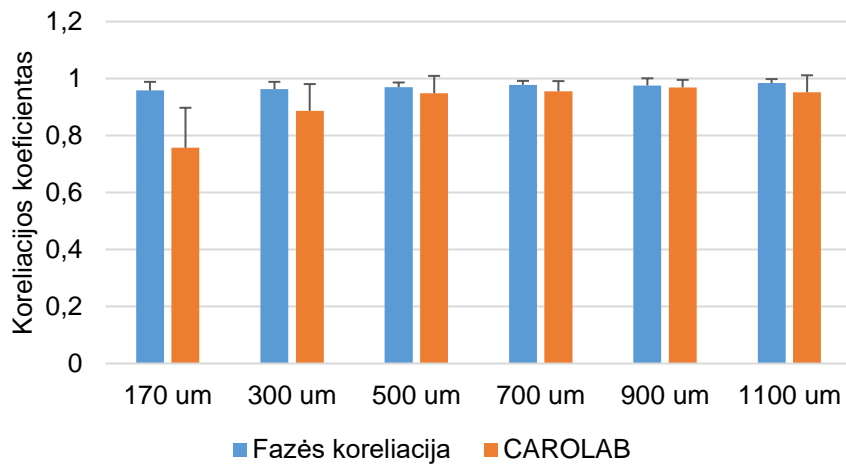
5.8. pav. Išilginio judesio kreivės prieš ir po glotninimo.

Pritaikius glotninimą gauta, kad NRMSE įverčio vidurkis yra mažesnis fazės koreliacijos algoritmo atveju ties visomis išilginio judesio vertėmis ir svyruoja nuo 0,21 iki 0,41. CAROLAB programos atveju NRMSE įvertis svyruoja nuo 0,24 iki 0,78. Taip pat sumažėjo ir standartinio nuokrypio reikšmės fazės koreliacijos algoritmo atveju. Prieš glotninimą NRMSE įverčio standartinis nuokrypis buvo nuo 0,19 iki 0,55. Po glotninimo NRMSE įverčio standartinis nuokrypis svyravo nuo 0,11 iki 0,16. Tai rodo sumažėjusius triukšmus ir riktų užglotninimą išilginio judesio signale.



5.9. pav. NRMSE įverčio priklausomybė nuo išilginio judesio dydžio esant fazės koreliacijos algoritmui (po išilginio judesio kreivių filtravimo) ir CAROLAB programai.

Atlikus išilginio judesio kreivių glotninimą fazės koreliacijos algoritmo atveju pastebėta, kad koreliacijos koeficientas yra didesnis ties visomis išilginio judesio vertėmis ir yra daugiau nei 0,95.

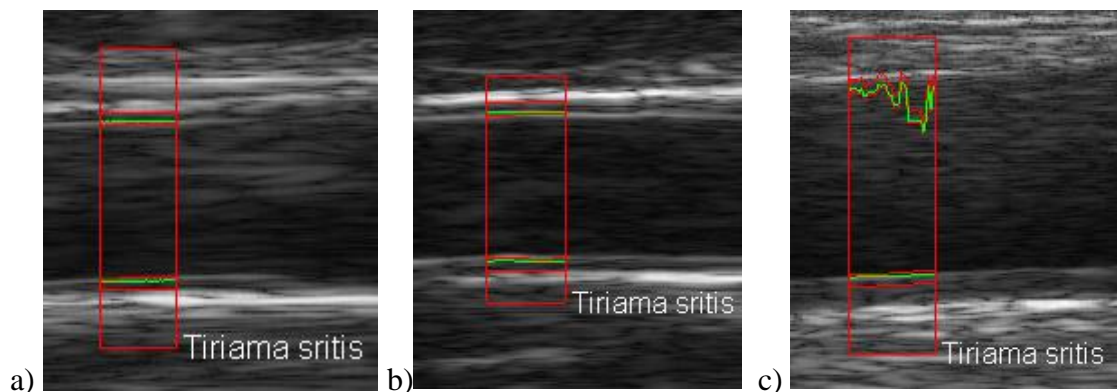


5.10. pav. Koreliacijos koeficiento priklausomybė nuo išilginio judesio dydžio esant fazės koreliacijos algoritmui (po išilginio judesio kreivių filtravimo) ir CAROLAB programai.

Apibendrinant galima teikti, kad išilginio judesio signalams pritaikius glotninimą, fazės koreliacijos algoritmas tiksliau ir su mažesne paklaida apskaičiuoja fiksuotus išilginius poslinkius nei CAROLAB programa.

5.4. Arterijos išilginio judesio rezultatai

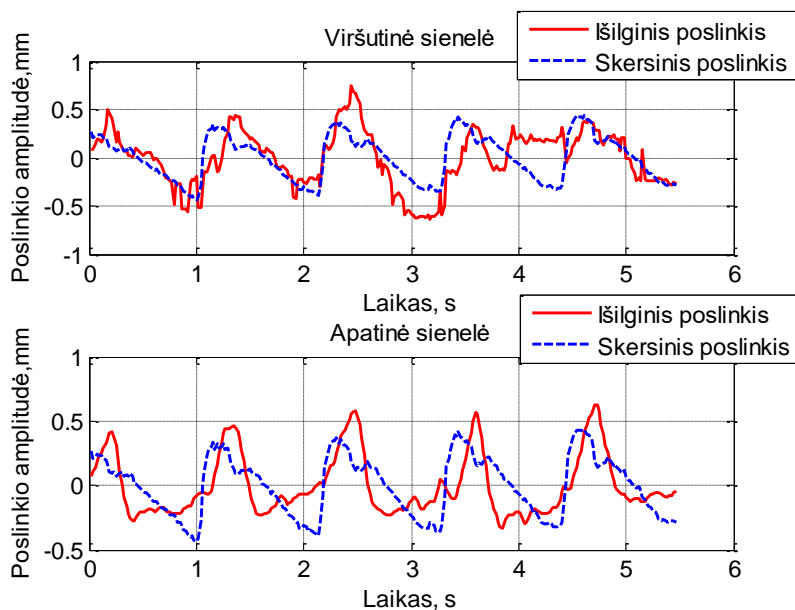
Bendrosios miego arterijos *intima-media* komplekso išilginio judesio vertinimas buvo atliktas 24, 45, ir 80 metų amžiaus tiriamiesiems. Išilginis judesys buvo vertintas pagal 2.4. poskyryje aprašytą bendrosios miego arterijos matavimo metodiką. Suformuotame B-rėžimo ultragarsiniame vaizde pažymėta tirama sritis apėmė bendrosios miego arterijos viršutinį ir apatinį *intima-media* kompleksą. Buvo pasirinkta, kad visais atvejais *intima-media* komplekso storis yra 0,5 mm. Poslinkių vertinimo algoritmui buvo paduodami RD signalai iš $0,21 \pm 0,02$ mm \times $1,06 \pm 0,21$ mm matmenų tiriamos sritys. Rankiniu būdu įvedamas slenkstis buvo 2500, 2500 ir 2000 atitinkamai esant 24, 45, ir 80 metų amžiaus tiriamajam.



5.11. pav. B-rėžimo ultragarsiniai vaizdai kartu su tiriamojoje srityje išskirtais *intima-media* kompleksais. a) 24 metų tiriamasis, b) 46 metų tiriamasis, c) 80 metų tiriamasis.

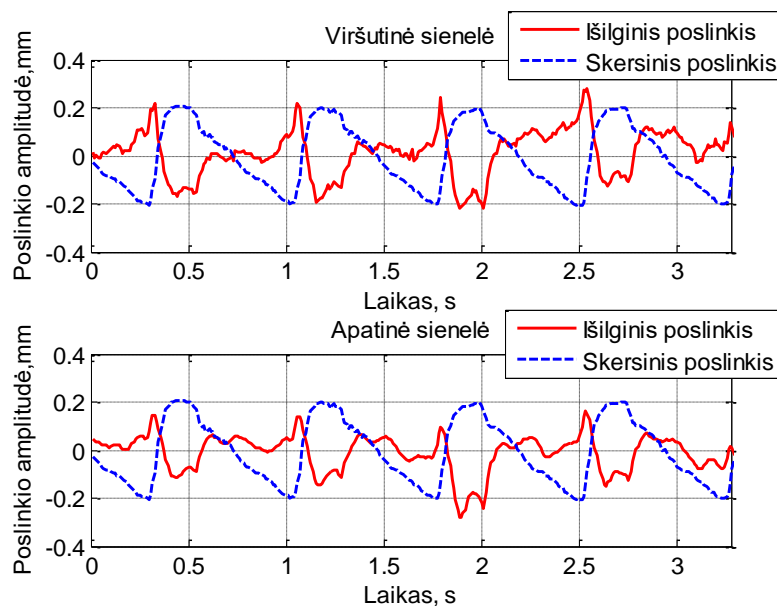
Algoritmo surastos *intima-media* komplekso ribos atvaizduotos kartu su B-rėžimo ultragarsinių vaizdu ir pateiktos 5.11. paveiksle. Matyti, kad *intima-media* kompleksas išskiriamas pakankamai gerai. *Intima-media* komplekso ribose esantiems duomenims pritaikius fazes koreliacijos ir sub-atkaitos algoritmus randamas išilginis šio komplekso judėjimas. Skersinis judėjimas skaičiuojamas kaip skirtumas tarp detektuotų viršutinės ir apatinės arterijos sienelės *intima* ribų.

Užregistravus 24 metų tiriamojo arterijos išilginį ir skersinį poslinkius matyti, kad šie du poslinkiai tarpusavyje susiję, t. y. po skersinio poslinkio amplitudės padidėjimo seka išilginio poslinkio amplitudės padidėjimas (žr. 5.12. pav.). Tačiau šiuo atveju išilginis poslinkis nepasižymi dvikryptiškumu, kaip teigiama 1.2. poskyryje. Nestebimas pirmasis *intima-media* komplekso judėjimas į priekį, kuris prasideda beveik tuo pačiu metu kaip ir arterijos skersinio poslinkio didėjimas. Viršutinės miego arterijos sienelės išilginis poslinkis pasižymi triukšmais. Kadangi viso registravimo metu nepavyko užtikrinti, kad ultragarsinis keitiklis būtų centruotas taip, jog ši sienelė matytųsi kaip dviguba ištisinė linija.



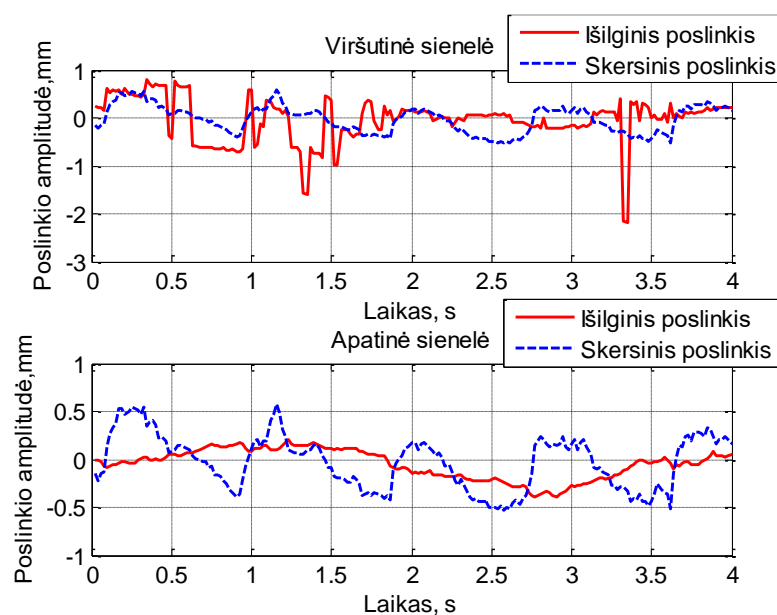
5.12. pav. Viršutinio ir apatinio bendrosios miego arterijos *intima-media* komplekso skersinis ir išilginis judėjimai esant 24 metų tiriamajam.

Lyginat 46 metų tiriamąjį su 24 metų tiriamuoju (žr. 5.12. ir 5.13. pav.) stebimas miego arterijos išilginio ir skersinio poslinkių sumažėjimas apie 50 %. Išilginis arterijos sienelės poslinkis pasižymi dvikryptiškumu ir sąsaja su skersiniu poslinkiu. Tarpusavyje lyginant viršutinės ir apatinės arterijos sienelės judėjimą matyti, kad apatinės sienelės judėjimas yra mažesnis.



5.13. pav. Viršutinio ir apatinio bendrosios miego arterijos *intima-media* komplekso skersinis ir išilginis judėjimai esant 46 metų tiriamajam.

Išmatuotas 80 metų tiriamojo arterijos apatinės sienelės *intima-media* komplekso judėjimas yra nežymus, taip pat nestebimas išilginiam poslinkiui būdingas dvikryptiškumas.



5.14. pav. Viršutinio ir apatinio bendrosios miego arterijos *intima-media* komplekso skersinis ir išilginis judėjimai esant 80 metų tiriamajam.

Tai rodo, kad arterija tapusi neelastinga. Viršutinės arterijos sienelės *intima-media* komplekso išilginis judėjimas pasižymi triukšmais, nes algoritmas nesugebėjo teisingai išskirti šio komplekso ribų. Greičiausiai tai įtakojo, jog tyrimo metu nepavyko centruoti ultragarsinio keitiklio taip, kad registravimo metu viršutinė arterijos sienelės būtų stebima kaip dviguba ištisinė linija.

Skirtingo amžiaus arterijose užregistruoti poslinkiai pateikti 5.1. lentelėje. Palyginimui pateiktos poslinkių dvigubos amplitudės, įvertintos vidurkiu ir standartiniu nuokrypiu. Vidurkinimui panaudotas įverčių skaičius buvo $n=4$, kurie užregistruoti keturių širdies ciklų laikotarpyje. Matyti, kad išilginis poslinkis su metais mažėja.

5.1. lentelė. Išilginis ir skersinis poslinkiai skirtingo amžiaus arterijose.

Amžius		24	45	80
Skersinis poslinkis, mm		$0,75 \pm 0,02$	$0,39 \pm 0,01$	$0,76 \pm 0,12$
<i>Intima-media</i> komplekso išilginis poslinkis, mm	Viršutinėje arterijos sienelėje	$0,94 \pm 0,37$	$0,43 \pm 0,02$	Neįmanoma nustatyti
	Apatinėje arterijos sienelėje	$0,79 \pm 0,08$	$0,34 \pm 0,03$	$0,19 \pm 0,03$

Tyrimo metu buvo laikomasi bendrosios miego arterijos matavimo metodikos, tačiau duomenų registravimą atliko mažai patirties bendrosios miego arterijos echoskopavimo srityje turinti tyrėja. Todėl ne visada arterijos sienelė buvo stebima kaip dviguba ištisinė linija. Taip pat keitiklis galėjo būti laikomas ne ties arterijos centru, kas turėtų įtakos gautiems rezultatams, ypač skersinio poslinkio. Todėl ateityje planuojami *in vivo* tyrimai bus atliekami kartu su profesionaliu gydytoju-echoskopuotoju.

5.5. Penktojo skyriaus apibendrinimas

Atliktas tyrimas su elastingu fantomu parodė, kad fantome be arterijos sienelę imituojančio sluoksnio, poslinkius stebime tiktai skersine kryptimi, išilginių poslinkių nestebime. Tačiau esant fantomui su arterijos sienelę imituojančiu sluoksniu užregistruota išilginio apatinės ribos poslinkio amplitudė sudarė $0,025$ mm, viršutinės ribos judėjimas buvo dar mažesnis. Skersinio ir išilginio poslinkių amplitudžių santykis gautas nuo 2 iki 12 karto.

Fazės koreliacijos algoritmui ir CAROLAB programai tirti naudoti NRMSE ir koreliacijos koeficiento efektyvumo įverčiai. Gauta, kad didžiausia koreliacijos koeficiento ir mažiausia NRMSE reikšmės gautos fazės koreliacijos algoritmo atveju, kai buvo registruojamas 1100 μm išilginis judesys. Buvo pastebėta, kad fazės koreliacijos atveju išilginio judesio kreivės yra triukšmingos bei turi riktų. Todėl nuspręsta panaudoti glotninimą taikant MATLAB programoje esančią funkciją *smooth*. Pritaikius glotninimą gauta, kad mažiausios NRMSE ir didžiausios koreliacijos koeficiento reikšmės gautos naudojant fazės koreliaciją.

Atliktas *in vivo* tyrimas rodo, kad išilginis judesys pasižymi dvikryptiškumu ir yra susijęs su širdies ciklo fazėmis, išilginis poslinkis su metais mažėja. Tačiau išilginis miego arterijos registravimas reikalauja patirties echoskopavimo srityje.

IŠVADOS IR PASIŪLYMAI

1. Atlikta mokslinės literatūros analizė parodė, kad pasiūlyti metodai arterijos išilginio judesio sekimui remiasi vien tik B-rėžimo ultragarsinių vaizdų analize. Juose arterijos išilginio judesio sekimą apsunkina mažas kontrastas išilgine kryptimi, mažas *intima-media* sluoksnio storis bei taško dekoreliacija.
2. Įgyvendintas fazės koreliacijos algoritmas skirtas arterijos išilginiams judesiams sekti naudojant RD signalus. Pasiūlytas duomenų selektavimas išilginio judesio sekimui remiantis RD signalų amplitudė bei adaptyvus duomenų masyvų lygiavimas.
3. Atlikti tyrimas, kurio metu išsiaiškinta optimalūs fazės koreliacijos algoritmo parametrai, su kuriais išilginio poslinkio absoliučioji paklaida yra minimali. Gauta, kad optimalūs algoritmo parametrai yra: lango ilgis 1,5 milimetro, Gauso filtro FWHM reikšmė 2,5. Tuomet, jei išilginis poslinkis yra lygus 0,01 milimetrui, tai poslinkio absoliučioji paklaida yra 2,5 μm , jei išilginis poslinkis yra 1 milimetras – poslinkio absoliučioji paklaida lygi 0 μm .
4. Panaudota ultragarsinė diagnostinė sistema eksperimentiniams duomenis susirinkti. Tyrimų metu linijinės gardelės darbinis dažnis buvo 13,3 MHz, kas leido tirti negiliai, iki 3 cm gylyje, esančius objektus. Ultragarsine sistema užregistruoti ultragarsiniai duomenys pasižymėjo vienalaikiškumu, t. y. esant tam pačiam atraminiam poslinkiui duomenys buvo išsaugomi dviem formatais: 1) radiodažniniais ultragarsiniais signalais kaip masyvų seka, ir 2) filmo formatu, kuriame išsaugoma kadru seka. Tai leido duomenis analizuoti fazės koreliacijos algoritmu ir CAROLAB programa.
5. Įgyvendinto fazės koreliacijos algoritmo efektyvumas įvertintas skaičiuojant NRMSE ir koreliacijos koeficiento parametrus. Gauti rezultatai lyginti su CAROLAB programa. Gauta, kad fazės koreliacijos algoritmas pasižymi mažesne NRMSE paklaida ir didesniu koreliacijos koeficientu esant fiksuotiems 170, 300 ir 1100 μm išilginiams poslinkiams. Bet NRMSE įverčio standartinis nuokrypis svyruoja nuo 0,19 iki 0,55, kas rodo triukšmą ir riktų buvimą išilginio judesio kreivėse. Atlikus šių kreivių glotninimą fazės koreliacijos algoritmo atveju stebimas sumažėjęs NRMSE įverčio standartinis nuokrypis, kuris svyruoja nuo 0,11 iki 0,16. Taip pat NRMSE paklaida tapo mažesne ir koreliacijos koeficientas didesnis ties visomis išilginio judesio vertėmis esant fazės koreliacijos algoritmui.
6. Tikslusnis *intima-media* komplekso išskyrimas RD signalams taikant perėjimo per nulį dažnumą (angl. *zero-crossing rate*, ZCR) ir trumpalaikės energijos (angl. *short-time energy*, STE) parametrus. Šie parametrai būtų skaičiuojami slenkančiame lange, ir ZCR bei STE parametrų vertės padidėjimas žymėtų *intima-media* komplekso ribas.
7. Išilginio judesio signalo filtravimas siekiant sumažinti triukšmus ir riktus.

8. Patyrusio gydytojo-echoskopuotojo įtraukimas į bendrosios miego arterijos išilginio judesio registravimą ir duomenų surinkimą.
9. Fazės koreliacijos taikymas kitų arterijų, pvz. kepenų arterijos, išilginio judesio vertime.

INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS

1. NICOLAIDES, A., BEACH, K.W., KYRIACOU, E. and PATTICHIS, C.S. *Ultrasound and Carotid Bifurcation Atherosclerosis*. Springer Science & Business Media, 2011.
2. STALIORITYTĖ, E.i.k. *Pataloginė Anatomija*. 2-asis leid. ed. Kaunas: Naujasis lankas, 2001 ISBN 995503095X.
3. ZAHND, G., BOUSSEL, L., SÉRUSCLAT, A. and VRAY, D. *Intramural Shear Strain can Highlight the Presence of Atherosclerosis: A Clinical in Vivo Study*. IEEE, 2011.
4. World Health Organization. Cardiovascular Diseases (CVDs) [Interaktyvus]. [žiūrėta 2016 m. gegužės 25 d.] Prieiga internete:<<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>>.
5. American Heart Association. *Heart Disease and Stroke Statistics – at-a-Glance*. , 2014.
6. CINTHIO, M., et al. Longitudinal Movements and Resulting Shear Strain of the Arterial Wall. *American Journal of Physiology*, 2006, vol. 291, no. 1. pp. H394.
7. PERSSON, M., et al. A New Non-invasive Ultrasonic Method for Simultaneous Measurements of Longitudinal and Radial Arterial Wall Movements: First in Vivo Trial. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 2003, vol. 23, no. 5. pp. 247-251.
8. CINTHIO, M., et al. Evaluation of an Ultrasonic Echo-Tracking Method for Measurements of Arterial Wall Movements in Two Dimensions. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2005, vol. 52, no. 8. pp. 1300-1311.
9. STROPUS, R., TAMAŠAUSKAS, K.A. and PAUŽIENĖ, N. *Žmogaus Anatomija*. 2-asis patais. ir papild. leid. ed. Kaunas: Vitae Litera, 2005 ISBN 9955-686-00-6.
10. Carotid Triangle [Interaktyvus]. [žiūrėta 2016 m. kovo 17 d.] Prieiga internete:<https://en.wikipedia.org/wiki/Carotid_triangle>.
11. STROPUS, R.i.k. *Žmogaus Anatomija*. antrasis tomas ed. Kaunas: KMU leidykla, 2008 ISBN 978-9955-15-099-2.
12. CUI, D., et al. *Atlas of Histology with Functional and Clinical Correlations*. Wolters Kluwer/Lippincott Williams and Wilkins, 2011.
13. BAUER, M., et al. Carotid Intima-Media Thickness as a Biomarker of Subclinical Atherosclerosis. *Swiss Med Wkly*, 2012, vol. 142, no. 10. pp. 13705.
14. ZAHND, G., et al. Progressive Attenuation of the Longitudinal Kinetics in the Common Carotid Artery: Preliminary in Vivo Assessment. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2015, vol. 41, no. 1. pp. 339-345.
15. MIURA, K. *Microscopy and Analysis InTech, 2016 Application of Scanning Acoustic Microscopy to Pathological Diagnosis*.
16. KĖVELAITIS, E. *Žmogaus Fiziologija*. 2-oji patais. ir papild. laida. ed. Kaunas: KMU leidykla, 2006 ISBN 9789955150916.

17. KOPUSTINSKAS, A. and KOPUSTINSKIENĖ, G. *Biofizika*. Kaunas: Technologija, 2009 ISBN 9786090205914.
18. LAWTON, R. and GREENE, L. A Method for the in Situ Study of Aortic Elasticity in the Dog. *Authorized Medical Allowance List, US Naval and Air Development Center, Warminster, PA (Rep.no.NADC-MA-5603)*, 1956.
19. PATEL, D.J., MALLOS, A.J. and FRY, D.L. Aortic Mechanics in the Living Dog. *Journal of Applied Physiology*, Mar, 1961, vol. 16. pp. 293-299 ISSN 0021-8987; 0021-8987.
20. AHLGREN, A.R., et al. Longitudinal Displacement and Intramural Shear Strain of the Porcine Carotid Artery Undergo Profound Changes in Response to Catecholamines. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, 20111223, Mar 1, 2012, vol. 302, no. 5. pp. H1102-15 ISSN 1522-1539; 0363-6135.
21. AHLGREN, ÅR., et al. Profound Increase in Longitudinal Displacements of the Porcine Carotid Artery Wall can Take Place Independently of Wall Shear Stress: A Continuation Report. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2015, vol. 41, no. 5. pp. 1342-1353.
22. AHLGREN, ÅR., et al. Effects of Adrenaline on Longitudinal Arterial Wall Movements and Resulting Intramural Shear Strain: A First Report. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 2009, vol. 29, no. 5. pp. 353-359.
23. AU, J.S., DITOR, D.S., MACDONALD, M.J. and STOHR, E.J. Carotid Artery Longitudinal Wall Motion is Associated with Local Blood Velocity and Left Ventricular Rotational, but Not Longitudinal, Mechanics. *Physiological Reports*, Jul, 2016, vol. 4, no. 14. pp. 10.14814/phy2.12872 ISSN 2051-817X.
24. GAARDER, M. and SEIERSTAD, T. Measurements of Carotid Intima Media Thickness in Non-Invasive High-Frequency Ultrasound Images: The Effect of Dynamic Range Setting. *Cardiovascular Ultrasound*, 2015, vol. 13, no. 1. pp. 5.
25. JARAUTA, E., et al. Carotid Intima-Media Thickness in Subjects with no Cardiovascular Risk Factors. *Revista Española De Cardiología (English Edition)*, 2010, vol. 63, no. 1. pp. 97-102.
26. GOLEMATI, S., GASTOUNIOTI, A. and NIKITA, K.S. Ultrasound-Image-Based Cardiovascular Tissue Motion Estimation. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2016, vol. 9. pp. 208-218.
27. GOLEMATI, S., et al. Carotid Artery Wall Motion Estimated from B-Mode Ultrasound using Region Tracking and Block Matching. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2003, vol. 29, no. 3. pp. 387-399.
28. ZAHND, G., et al. Measurement of Two-Dimensional Movement Parameters of the Carotid Artery Wall for Early Detection of Arteriosclerosis: A Preliminary Clinical Study. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2011, vol. 37, no. 9. pp. 1421-1429.
29. GASTOUNIOTI, A., GOLEMATI, S., STOITSIS, J. and NIKITA, K. Adaptive Block Matching Methods for Carotid Artery Wall Motion Estimation from B-Mode Ultrasound: In Silico Evaluation & in Vivo Application. *Phys.Med.Biol*, 2013, vol. 58, no. 24. pp. 8647-8661.

30. ZAHND, G., et al. Evaluation of a Kalman-Based Block Matching Method to Assess the Bi-Dimensional Motion of the Carotid Artery Wall in B-Mode Ultrasound Sequences. *Medical Image Analysis*, 2013, vol. 17, no. 5. pp. 573-585.
31. TAT, J., AU, J.S., KEIR, P.J. and MACDONALD, M.J. Reduced Common Carotid Artery Longitudinal Wall Motion and Intramural Shear Strain in Individuals with Elevated Cardiovascular Disease Risk using Speckle Tracking. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 2015.
32. SVEDLUND, S. and GAN, L. Longitudinal Wall Motion of the Common Carotid Artery can be Assessed by Velocity Vector Imaging. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 2011, vol. 31, no. 1. pp. 32-38.
33. SUTCLIFFE, J., HARDMAN, R.L., DORNBLUTH, N.C. and KIST, K.A. A Novel Technique for Teaching Challenging Ultrasound-Guided Breast Procedures to Radiology Residents. *Journal of Ultrasound in Medicine : Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, Oct, 2013, vol. 32, no. 10. pp. 1845-1854 ISSN 1550-9613; 0278-4297.
34. ZAHND, G., ORKISZ, M. and VRAY, D. Imaging-Based Computational Biomedicine Lab, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology (NAIST), Japan.
35. Doppler Ultrasound Quality Assurance Phantom with Moving String Target. Model no. 84-360. Mark 4. JJ&A Instruments, Duvall, WA.
36. ALTY, J. and HOEY, E. *Practical Ultrasound: An Illustrated Guide*. CRC Press, 2013.
37. SUN, C. Fast Optical Flow using 3D Shortest Path Techniques. *Image and Vision Computing*, 2002, vol. 20, no. 13. pp. 981-991.
38. Gaussian Function [Interaktyvus]. [žiūrėta 2016 m. balandžio 26 d.] Prieiga internete: <<http://mathworld.wolfram.com/GaussianFunction.html>>.

MOKSLINĖ PUBLIKACIJA DARBO TEMA

Makūnaitė, Monika; Jurkonis, Rytis. Poslinkių ultragarsinis detektavimas arterijos elastingumo fantome//Virtualus instrumentai biomedicinoje 2017: Tarptautinės mokslinės – praktinės konferencijos pranešimų medžiaga / Klaipėdos universitetas. Sveikatos mokslų fakultetas. Klaipėda : Klaipėdos universiteto leidykla, 2017. ISBN 9789955189527. p. 11-17.

