



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

**Mantas Deimantavičius**

**AKIES ARTERIJOS SEGMENTŲ AUTOMATINĖS LOKACIJOS**  
**ĮRENGINIO TYRIMAS IR TOBULINIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

**Vadovas**

Prof. dr. Arminas Ragauskas

**KAUNAS, 2016**

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

**AKIES ARTERIJOS SEGMENTŲ AUTOMATINĖS LOKACIJOS**  
**ĮRENGINIO TYRIMAS IR TOBULINIMAS**

Baigiamasis magistro projektas  
Biomedicininė inžinerija (kodas 621H16001)

**Vadovas**

(parašas) Prof. dr. Arminas Ragauskas  
(data)

**Recenzentas**

(parašas)  
(data)

**Projektą atliko**

(parašas) Mantas Deimantavičius  
(data)

**KAUNAS, 2016**



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir Elektronikos fakultetas

(Fakultetas)

Mantas Deimantavičius

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija, 621H16001

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Akies arterijos segmentų automatinės lokacijos įrenginio tyrimas ir tobulinimas

### AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

20 16 m. birželio 01 d.  
Kaunas

Patvirtinu, kad mano Manto Deimantavičiaus baigiamasis projektas tema „Akies arterijos segmentų automatinės lokacijos įrenginio tyrimas ir tobulinimas“ 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)

## **PADĖKA**

Noriu padėkoti savo moksliniam vadovui profesoriui Arminui Ragauskui. Su profesoriumi Ragausku susipažinau bakalauro studijų pabaigoje, sveikatos telematikos moklų institute, Kauno technologijos universitete ieškodamas pastovaus darbo. Tuo metu net nežinojau, kokią studijų kryptį rinksiuos baigęs bakalauro studijas, tačiau užteko nedaug laiko dirbant su nauju kolektyvu kai supratau, kad noriu tęsti mokslus biomedicinos inžinerijos srityje. Nuo pat pirmų dienų magistro laipsnio studijose profesorius man suteikė ne tik visą reikalingą įrangą darbui atlikti, bet ir davė neįkainojamų mokslinių žinių ir patarimų, kas suformavo kitokią mąstyseną, išmokau mąstyti nešališkai ir kritiškai kaip būsimas mokslininkas. Taip pat noriu padėkoti už suteiktą galimybę dalyvauti europinio lygio mokslinėse konferencijose, kurių metu įgijau begalę naujų žinių.

Taip pat noriu padėkoti kolegoms: mokslų daktarui Laimonui Bartušui ir mokslų daktarui Rolandui Žakeliui už pagalbą išmokstant atlikti neinvazinius galvospūdžio matavimus, įsisavinant šio prietaiso veikimo principus, padedant testuoti automatizuotą akies arterijos posistemę, rašant mokslinius straipsnius, rengiant jų publikacijas ir visas suteiktas žinias. Dėkuju mokslų daktarui Vytautui Petkui už suteiktas žinias skaitmeninių signalų apdorojimo srityje. Vaidui Labunskui - už pagalbą mechanikos inžinerijos srityje.

Tariu ačiū savo šeimai, mamai Violetai, tėčiui Gintautui, sesei Eglei ir broliui Tadiui už kantrybę, rūpestį ir palaikymą sunkiais gyvenimo etapais. Taip pat dėkoju krikšto mamai Jolitai už pagalbą gilinant anglų kalbos žinias.

Deimantavičius, M. Akies arterijos segmentų automatinės lokacijos įrenginio tyrimas ir tobulinimas. Biomedicinos inžinerijos magistro baigiamasis projektas / vadovas Prof. dr. Arminas Ragauskas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas, Elektros inžinerijos katedra.

Kaunas, 2016. 42 psl.

## SANTRAUKA

Doplerinis ultragarsinis neinvazinis galvospūdžio matuoklis – tai vienintelis pasaulyje prietaisas skirtas matuoti vidinį kaukolės slėgį (ang. ICP – intracranial pressure) neinvaziniu būdu ir nereikalaujantis specifinio kalibravimo kiekvienam individualiam pacientui. Kolkas medicininėje praktikoje naudojami tik invaziniai galvospūdžio metodai kurie yra brangūs ir pavojingi žmogaus gyvybei.

Vidinis kaukolės slėgis kaip parametras yra svarbus nustatant įvairias galvos smegenų ligas, bei paskiriant individualų gydymą kiekvienam pacientui. Dėl medicininėje praktikoje naudojamo rizikingo invazinio galvospūdžio matavimo metodo vidinis kaukolės slėgis yra matuojamas tik sunkias galvos traumas patyrusiems pacientams. ICP parametro svarba yra sulyginama su arteriniu kraujo spaudimu.

Prieš atliekant galvospūdžio matavimą neinvaziniu būdu būtina rasti akies arterijos kraujotaką metodiškai teisingai. Minėta procedūra yra atliekama patyrusio operatoriaus ir trunka iki 15 min. Norint eliminuoti brangų operatoriaus laiką buvo sukurta automatizuota akies arterijos paieškos posistemė, bei jos valdymo algoritmo dvi versijos.

Atlikus sveikų savanorių studijas buvo nustatyta, kad patobulintas valdymo algoritmas akies arterijos paiešką sutrumpino 28,25%. Taip pat buvo nustatyta optimalių ultragarsinio keitiklio pozicijų erdvėje aibė, pagal kurią buvo suformuluoti nauji reikalavimai trečiajam valdymo algoritmui.

Reikšminiai žodžiai:

Automatizuota paieška, akies arterija, miego arterija, neinvazinis galvospūdžio matavimas.

Deimantavicius M. Research and Development of Device for Automatic Location of Ophthalmic Artery Segments: Final project of Biomedical engineering master degree / supervisor Prof. dr. Arminas Ragauskas; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Department of Electronic engineering.

Kaunas, 2016. 42 p.

## SUMMARY

Non-invasive intracranial pressure value meter – is the only device in the world invented for measuring intracranial pressure non-invasively using ultrasound doppler and it does not require special calibration for each individual patient. Only invasive intracranial pressure measurement methods have been used in clinical practice so far, but they are supposed to be expensive and dangerous to human life.

Intracranial pressure as a parameter is important for both diagnosing various brain injuries and diseases and choosing individual treatment for each patient. Invasive intracranial pressure measurement method is supposed to be a risky tool in medical practice, therefore the ICP is measured only for patients suffering from severe head traumas. The importance of intracranial pressure parameter can be compared to that of the arterial blood pressure (ABP).

It is necessary to find the blood flow in ophthalmic artery correctly from the methodical point of view before the measurement of intracranial pressure in non-invasive way is started. This procedure is performed by an experienced operator and it can last for approximately 15 minutes. In order to eliminate expensive operator's time, the automatized search subsystem of ophthalmic artery and two versions of the algorithm for the subsystem management have been created.

After the studies with healthy volunteers, it has been found that owing to the use of the improved control algorithm, the search for ophthalmic artery has been reduced to 28,25%. Besides, optimal ultrasonic transducer positions set on the eyelid has also been found. According to that set, the new requirements have been formulated for the third version of algorithm for the subsystem management.

Keywords:

Automated search, ophthalmic artery, internal carotid artery, non-invasive intracranial pressure measurement.

# TURINYS

ĮVADAS .....	8
1. Problemos analizė.....	9
1. Akiduobės anatomija .....	10
1.1.1. Optinio regos nervo kanalas .....	10
1.1.2. Akies arterija.....	11
1.2. Reikiamų segmentų paieškos metodika .....	12
2. Automatizuota akies arterijos segmentų paieška.....	13
2.1. Automatizuotos posistemės struktūra .....	13
2.2. Skenavimo režimai.....	15
2.2.1. Linijinis skenavimo režimas.....	15
2.2.2. Sektorinis skenavimo režimas .....	16
2.2.3. Taikinio skenavimo režimas .....	18
2.3. Duomenų struktūra.....	20
2.4. Automatizuotos akies arterijos segmentų paieškos algoritmas .....	20
2.5. Akies arterijos ir miego arterijos pulsinių bangų automatinis atpažinimas .....	22
3. Automatizuotos akies arterijos paieškos posistemės tobulinimas .....	25
3.1. Doplerinių IQ duomenų failuose struktūros eliminavimas .....	25
3.2. Optimalių UT pozicijų aibės tyrimas .....	27
4. Rezultatai .....	30
5. Išvados .....	34
6. Literatūros sąrašas .....	35
7. Priedai.....	37

## IVADAS

Doplerinis ultragarsinis neinvazinis galvospūdžio matuoklis – tai vienintelis pasaulyje prietaisas, kuriam nereikalingas individualus pacientui specifinis kalibravimas. Tai yra aprašyta patentuose, keli iš jų paminėti literatūros šaltiniuose [1] – [4]. Minėtu prietaisu galima išmatuoti vidinį kaukolės slėgį neinvaziniu būdu panaudojant ultragarsinių bangų doplerinę technologiją. Veikimo principas yra pagrįstas kraujotakos vidiniame ir išoriniame akies arterijos segmentuose priklausomybe nuo ICP(t) ir  $P_e(t)$ . Čia ICP – vidinis kaukolės slėgis veikiantis vidinį akies arterijos segmentą,  $P_e$  – slėgis veikiantis išorinį akies segmentą, pridedamas mechaniniu būdu. Bendrinio atveju neinvazinėje galvospūdžio matavimo technologijoje akies arterija yra biosensorius, o metodas pagrįstas svarstyklių balansavimu ir balanso taško paieška, kitaip tariant kai  $P_e = ICP$ .



## 1. Problemos analizė

Norint atlikti galvospūdžio [5] – [10] matavimą metodiškai teisingai, prieš tai reikia atlikti vidinio bei išorinio akies arterijos segmentų paiešką, t.y. rasti teisingą ultragarsinio keitiklio padėtį bei pasvyrimo kampą ant akies voko paviršiaus. Šią operaciją atlieka patyręs operatoriaus rankiniu būdu ir užtrunka iki 15 min. Kyla problema – koku būdu sutrumpinti optimalių vidinio ir išorinio akies arterijos segmentų lokacijos ultragarsu laiką lyginant su akies arterijos segmentų lokacijos trukme ranka.

Norint eliminuoti brangų operatoriaus laiką ir atlikti reikiamų segmentų paiešką greičiau yra siūloma pritaikyti automatizuotą akies arterijos paieškos posistemę kuri atitiktų šiuos reikalavimus:

- Teisingas miego arterijos gylio parinkimas (miego ir akies arterijų atpažinimas automatizuotai)
- Teisingas vidinio ir išorinio akies segmentų gylių parinkimas.
- Maksimalus vidinio ir išorinio akies segmentų signalo ir triukšmo santykio (S/N) parinkimas.
- Teisingas automatizuotas ultragarsinio keitiklio padėties parinkimas ant akies voko paviršiaus.
- Automatizuotas ultragarsinio keitiklio padėties palaikymas veikiant keitiklį išoriniais veiksniais.

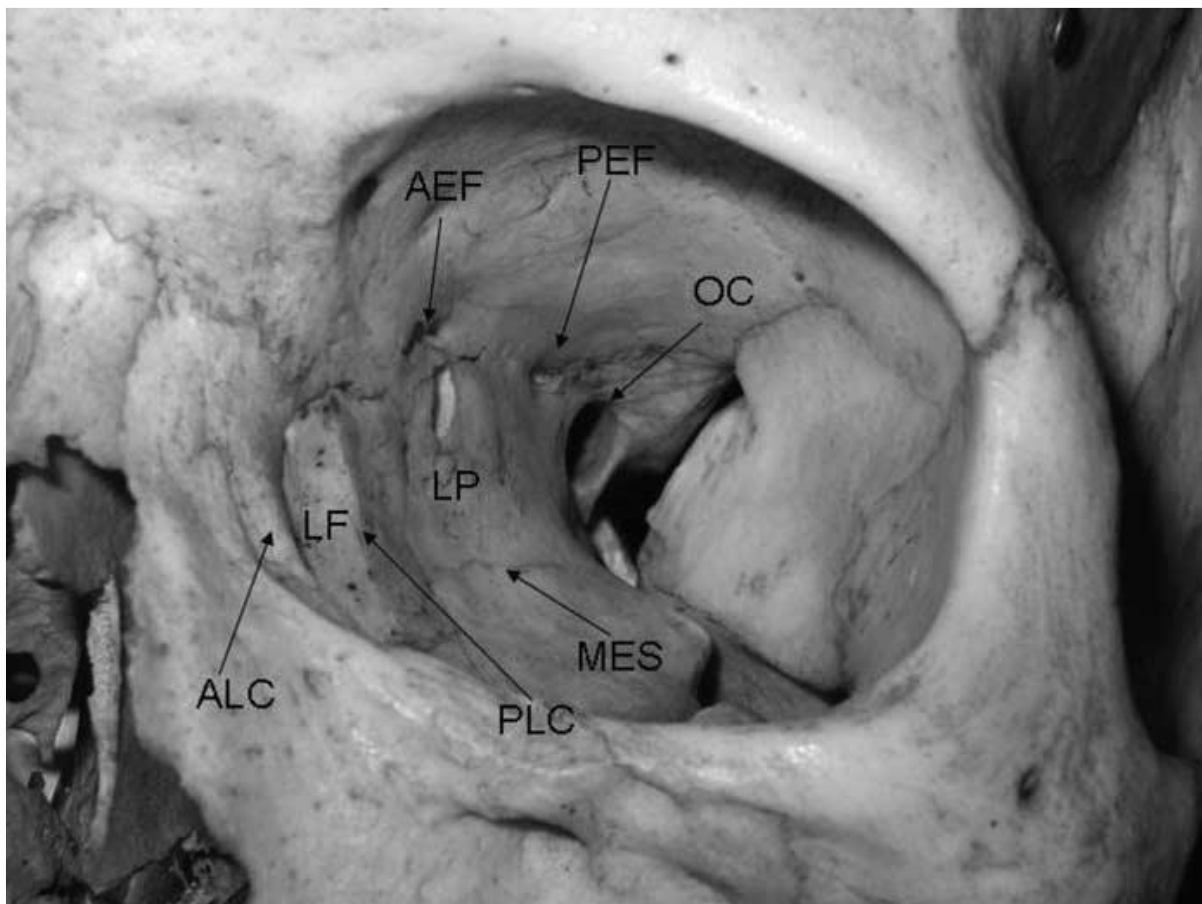
Atliekant reikiamų segmentų paiešką automatizuotai ir metodiškai teisingai, pirmiausia yra randamas vidinės miego arterijos artimiausias gylis iki ultragarsinio keitiklio, vėliau nuo šio atskaitos taško yra ieškomas vidinis akies arterijos segmentas. Radus vidinį segmentą atskaitos tašku tampa jis pats ir yra ieškomas išorinis segmentas. Pagrindinė taisyklė yra ta, kad vidinį ir išorinį segmentus skirtinguose gyliuose reikia monitoruoti vienu metu nekeičiant ultragarsinio keitiklio pozicijos, o visą procedūrą apsunkina nežinomas optinio regos kanalo kaulinio piltuvėlio pasvyrimo kampas.

Pagal akies arterijos segmentų paieškos metodiką formuojamas teiginys, kad nuo teisingai rasto vidinės miego arterijos artimiausio gylio iki ultragarsinio keitiklio priklauso visa tolimesnė galvospūdžio matavimo neinvaziniu būdu eiga ir matavimo tikslumas. To ruožtu buvo sukurtas algoritmas, skirtas automatizuotai akies arterijos segmentų paieškos posistemei valdyti.

## 1. 1. Akiduobės anatomija

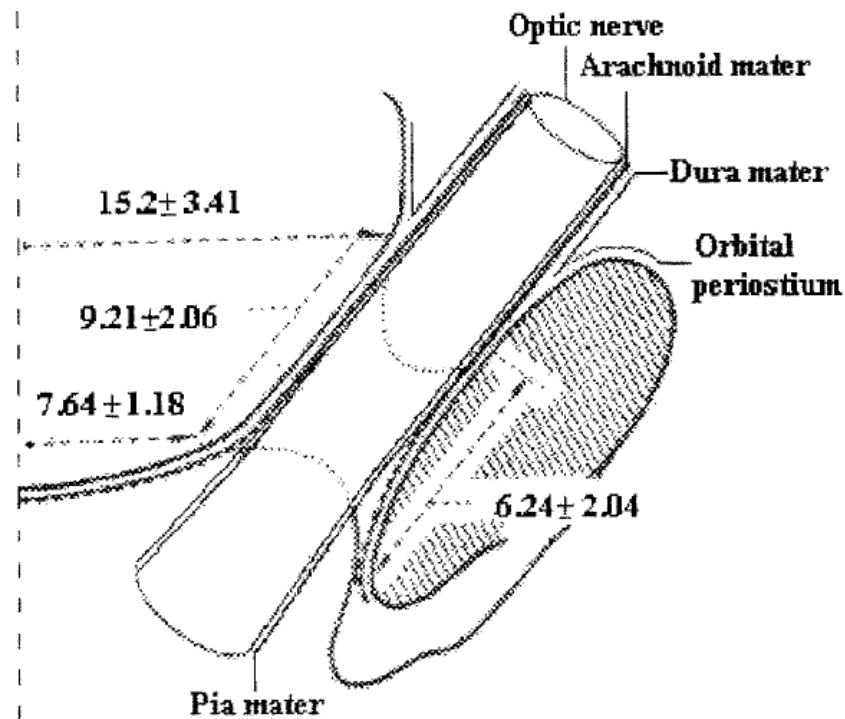
### 1.1.1. Optinio regos nervo kanalas

Akiduobė tai orbita, turinti piramidės pavidalą, kurios viršūnė yra atsirėmusi į regos nervo optinį kanalą, o piramidės pagrindas nukreiptas į išorę. Suaugusio žmogaus akiduobės gylis yra 40 – 50 mm intervale. Akiduobės ertmė yra apribota keturių sienelių: viršutinė, šoninė, apatinė ir vidinė. Lyginant su visomis sienelėmis, vidinė akiduobės sienelė yra ploniausia, o joje yra ertmė vadinama optiniu regos kanalu [11]. Ji pažymėta paveiksle nr. 1.1.



1.1 pav. Akiduobės struktūra ir optinio regos nervo kanalas

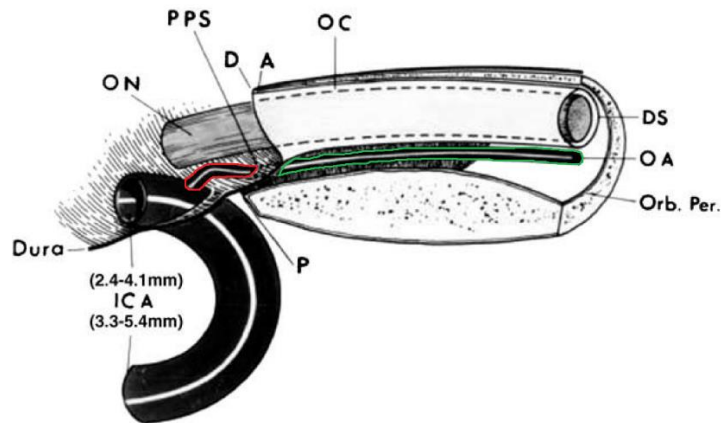
Tačiau optinio regos kanalo ertmę reiktų traktuoti kaip tunelį, nes iš vidinės akiduobės sienelės pusės yra piltuvėlio formos kaulinė atauga. Ji pavaizduota paveiksle nr. 1.2. Pagal straipsnį [12] buvo išmatuotas optinio regos kanalo ilgis iš 57 mirusių žmonių kaukolių. Jo ilgis kito 6,4 – 12,6 mm intervalu, vidurkis  $9,66 \pm 1,77$  mm (kairė akis),  $9,21 \pm 2,01$  mm (dešinė akis), o pasvirimo kampas buvo  $30^{\circ} - 52^{\circ}$  intervalu, vidurkis  $38,5^{\circ} \pm 3,27^{\circ}$  (kairė akis),  $39,58^{\circ} \pm 4,03^{\circ}$  (dešinė akis).



1.2 pav. Optinio regos kanalo kaulinė atauga

### 1.1.2. Akies arterija

Vidinė akies arterija (ang. *Internal arteria ophthalmica*) tai pagrindinė arterija, aprūpinanti akies obuolį deguonimi ir kitomis medžiagomis. Ši arterija už akiduobės atsišakoja nuo vidinės miego arterijos (ICA), kur ICA sudaro kilpą dar vadinamą sifonu. Atsišakojusi akies arterija persipynusi su optiniu nervu eina per prieš tai minėtą piltuvėlio formos kaulinę ataugą ir išlenda per optinio regos kanalo ertmę į akiduobę. Ši aprašyta struktūra pavaizduota paveiksle nr. 1.3.



1.3 pav. Akies arterijos anatomija

Vidinė miego arterija už akiduobės aptinkama 60 – 80 mm atstumu nuo akies voko ir yra 2,4 – 4,1 mm storio intervale. Akies arterija yra smulkesnis kraujas indas, 1 – 1,6 mm storio ir skirstoma į du segmentus: vidinis akies arterijos segmentas (IOA)(raudona spalva) ir išorinis akies arterijos segmentas (EOA)(žalia spalva). Šiuos du segmentus skiria kietasis smegenų dangalas (Dura). Dėl kietojo smegenų dangalo, vidinį segmentą veikia vidinis galvospūdžio slėgis, o išorinį segmentą veikia tik atmosferos slėgis. Pagal nagrinėtą literatūrą vidinis akies arterijos segmentas yra nutolęs tik 2 – 4 mm intervalu nuo miego arterijos sifono pabaigos, o išorinis segmentas yra 8 – 12 mm intervale nuo vidinio segmento. Nuo akies voko išorinis segmentas yra nutolęs 45 mm atstumu, o vidinis segmentas – 55 mm [13].

## 1.2. Reikiamų segmentų paieškos metodika

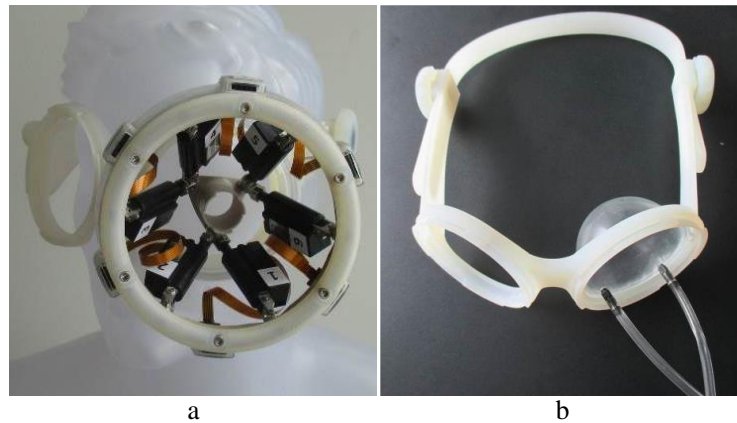
Norint tinkamai išmatuoti galvospūdį, prieš tai reikia atlikti vidinio bei išorinio akies arterijos segmentų paiešką, t.y. rasti teisingą ultragarsinio keitiklio padėtį bei pasvyrimo kampą ant akies voko paviršiaus. Kol kas ši operacija yra atliekama rankiniu būdu ir užtrunka iki 15 min. Tai tampa iššūkiu operatoriui.

Norint atlikti reikiamų segmentų paiešką metodiškai teisingai, pirmiausia reikia rasti vidinės miego arterijos artimiausią gylį iki ultragarsinio keitiklio, vėliau nuo šio atskaitos taško ieškoti vidinio akies arterijos segmento. Radus vidinį segmentą atskaitos tašku tampa jis pats ir galiausiai yra ieškoma išorinio segmento. Pagrindinė taisyklė yra ta, kad vidinį ir išorinį segmentus skirtinguose gyliuose reikia monitoruoti vienu metu nekeičiant ultragarsinio keitiklio pozicijos. Negana to, visą tai apsunkina nežinomas optinio regos kanalo kaulinio piltuvėlio pasvyrimo kampas.

## 2. Automatizuota akies arterijos segmentų paieška

### 2.1. Automatizuotos posistemės struktūra

Automatiniam vidinio ir išorinio akies arterijos segmentų paieškos tyrimui ir jo praktiniam įgyvendinimui buvo sukurta mechaninė ultragarsinio keitiklio pozicionavimo posistemė ir jai pritaikytas rėmas, skirtas tvirtinti pozicionavimo posistemę ant žmogaus akies voko. Ultragarsinio keitiklio pozicionavimo posistemė ir jos rėmas pavaizduoti paveiksle nr. 2.1 (a - b).



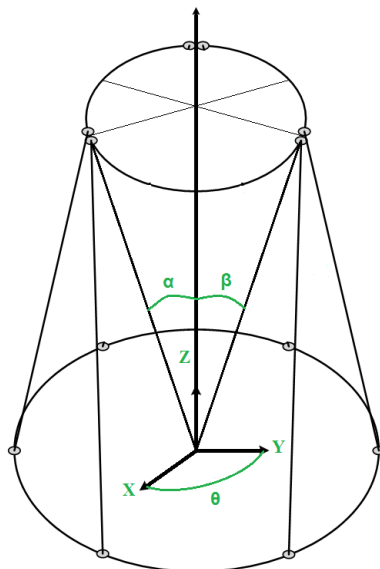
2.1 pav. a – ultragarsinio keitiklio pozicionavimo posistemė, b – pozicionavimo posistemės tvirtinimo rėmas

Ultragarsinio keitiklio pozicionavimo posistemę sudaro:

- Pozicionavimo posistemės korpusas atspausdintas 3D spausdintuvu
- 6 didelio tikslumo linijinės pavaros su servo varikliais
- Ultragarsinio keitiklio tvirtinimo platforma pozicionavimo posistemės centre

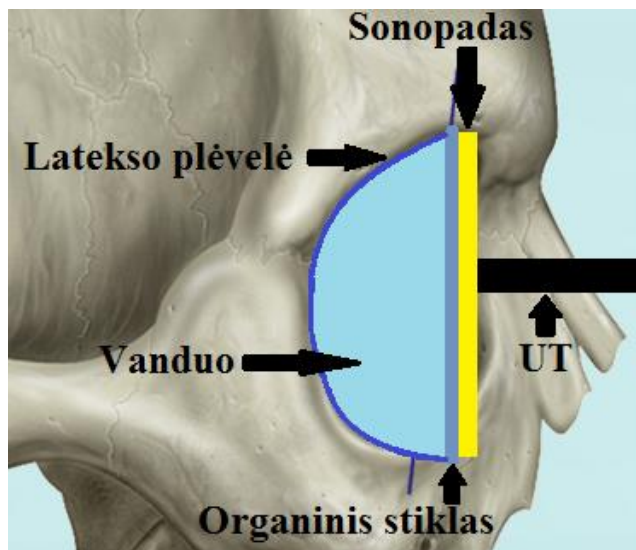
Panaudojus pozicionavimo posistemę ultragarsinį keitiklį galima pozicionuoti 6 laisvės laipsniais, grafiškai laisvės laipsniai pavaizduoti paveiksle nr. 2.2:

- X ašimi (į kairę ir dešinę)
- Y ašimi (į viršų ir apačią)
- Z ašimi (aukštyn ir žemyn, skirta prispausti UT prie skanavimo paviršiaus)
- $\alpha$  kampas (UT pasvyrimo kampas tarp X ir Z ašių)
- $\beta$  kampas (UT pasvyrimo kampas tarp Y ir Z ašių)
- $\theta$  kampas (UT pasukimas Z ašies atžvilgiu)



2.2 pav. UT pozicionavimo laisvės laipsniai

Tvirtinimo rėmas buvo suprojektuotas taip, kad automatinę ultragarsinio keitiklio pozicionavimo posistemę būtų galima tvirtinti tiek ant kairės, tiek ant dešinės akies voko. Siekiant užtikrinti ultragarsinio keitiklio paviršiaus akustinį kontaktą su akies voku buvo naudojama sandari vandens kamera ir ultragarsinis gelis. Vandens kameros viena pusė buvo kieta medžiaga, todėl užtikrinti akustinį kontaktą ultragarsinio gelio nepakako. Ši problema buvo išspėsta panaudojant ultragarsinį sonopadą. Akustinio kontakto užtikrinimo schema pavaizduota paveiksle nr. 2.3.



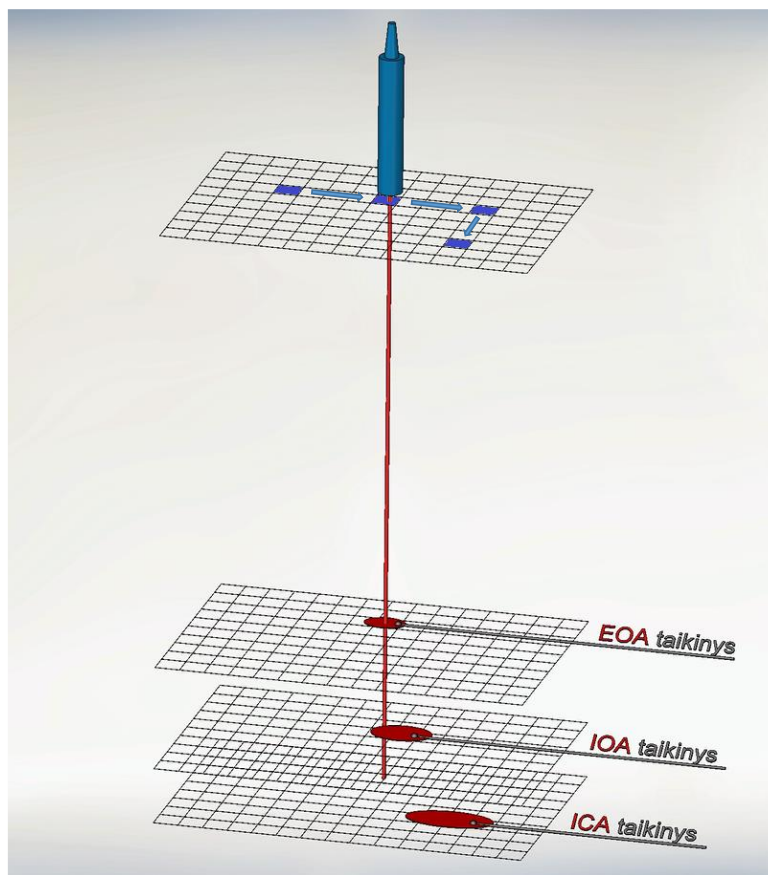
2.3 pav. Akustinio kontakto užtikrinimas

## 2.2. Skenavimo režimai

### 2.2.1. Linijinis skenavimo režimas

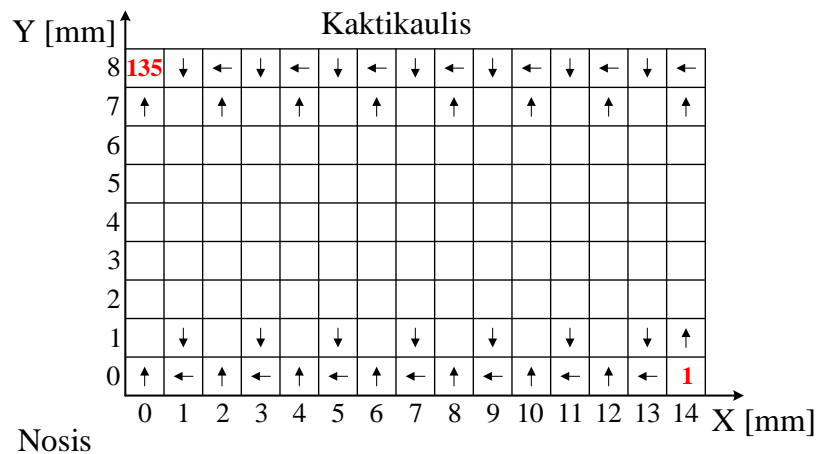
Linijinis skenavimo režimas tai lengviausiai įgyvendinamas režimas iš visų režimų, kurie buvo panaudoti automatizuotos akies arterijos segmentų paieškos posistemės valdymo algoritme. Šis režimas yra pirmasis žingsnis visos paieškos algoritmo eigoje. Linijinis skenavimo režimas svarbus tuo, kad jo metu yra skanuojama akies orbita po viršutiniu akies voku, o pagal surinktus ir apdorotus duomenis yra nustatoma kuriose pozicijose buvo aptikta kraujotakos būvimas ir koks skenavimas bus atliekamas toliau.

Linijinio skenavimo metu ultragarsinio keitiklio pozicija yra keičiama tik X ir Y ašių atžvilgiu 1 mm poslinkio žingsniu, o ultragarsinis keitiklis su skanuojamąja plokštuma sudaro 90° kampą. Principinė linijinio skenavimo schema pavaizduota paveiksle nr. 2.4.



2.4 pav. Linijinio skenavimo režimo schema

Viso linijinio skenavimo metu ultragarsinis keitiklis yra pozicionuojamas į 135 skirtingas pozicijas judėdamas „gyvatele“. Kiekvienoje pozicijoje ultragarsinis keitiklis yra sustabdomas ir užlaikomas 500 ms. Automatizuota posistemė ultragarsinį keitiklį į sekančią poziciją 1 mm atstumu perstumia per 300 ms. Apdorojus tokio laiko intervalo duomenis iš vienos pozicijos užtenka identifikuoti kraujotakos būvimą joje, o duomenų apdorojimas vyksta ultragarsinio keitiklio perstūmimo metu į sekančią poziciją. Visa linijinio skenavimo procedūra trunka apie 110 s. Linijinio skenavimo pozicijų matrica su kryptimis pavaizduota paveiksle nr. 2.5.

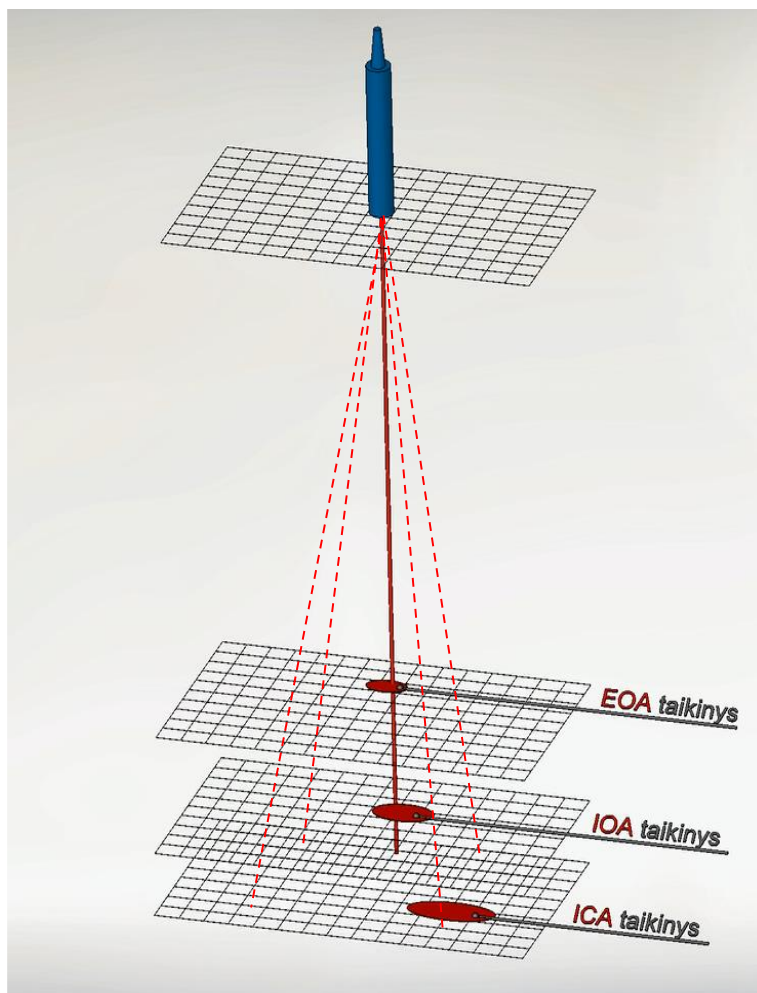


2.5 pav. Linijinio skenavimo pozicijų matrica

### 2.2.2 Sektorinis skenavimo režimas

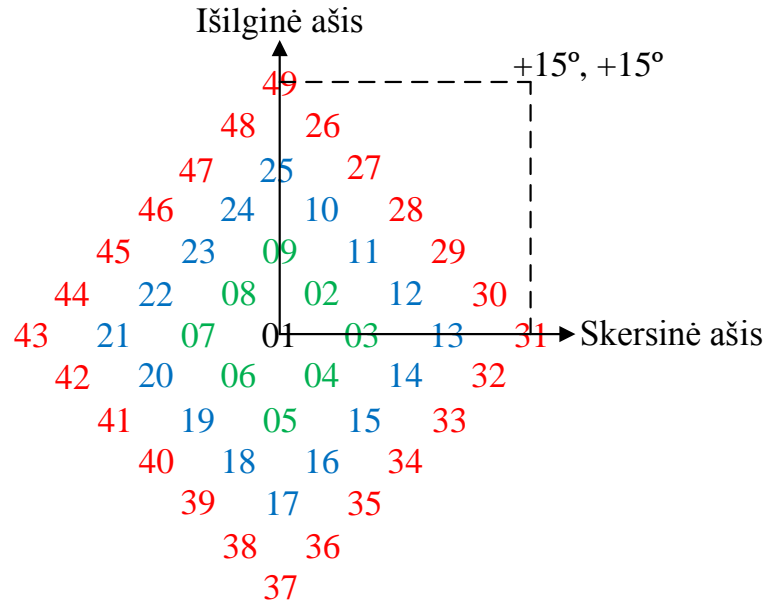
Sektorinis skenavimo režimas tai sekantis automatizuotos akies arterijos segmentų paieškos posistemės valdymo algoritmo etapas. Jo veikimo logika panaši į linijinio skenavimo logiką, bet esminis skirtumas yra tas, kad automatizuota posistemė ultragarsinį keitiklį varto kampu išilgine ir skersine ašimis erdvėje, o ultragarsinio keitiklio pozicija X ir Y ašių atžvilgiu lieka nepakitus. Ultragarsinio keitiklio pozicija, kurioje bus atliekamas sektorinis skenavimas, parenkama pagal linijinio skenavimo rezultatus. Principinė sektorinio skenavimo schema pateikta paveiksle nr. 2.6.





2.6 pav. Sektorinio skenavimo režimo schema

Sektoriniam skenavimo režimui taip pat buvo sugeneruota pozicijų matrica, skirta identifikuoti ultragarsinio keitiklio pasvyrimo kampą erdvėje, ją sudaro 49 pozicijos. Žinant, kad automatinis akies arterijos paieškos algoritmas sektorinį skenavimą atlieka keliose vietose, o visas 49 pozicijas nuskenuoti trunka ilgą laiką, dėl algoritmo greitaveikos ultragarsinio keitiklio kampų erdvėje matrica buvo padalinta į tris lygius. Dėl to sektorinis skenavimas taip pat yra skirstomas į tris lygiu. Ultragarsinio keitiklio kampų erdvėje matrica pavaizduota paveiksle nr. 2.7, lygiai pažymėti skirtingomis spalvomis.

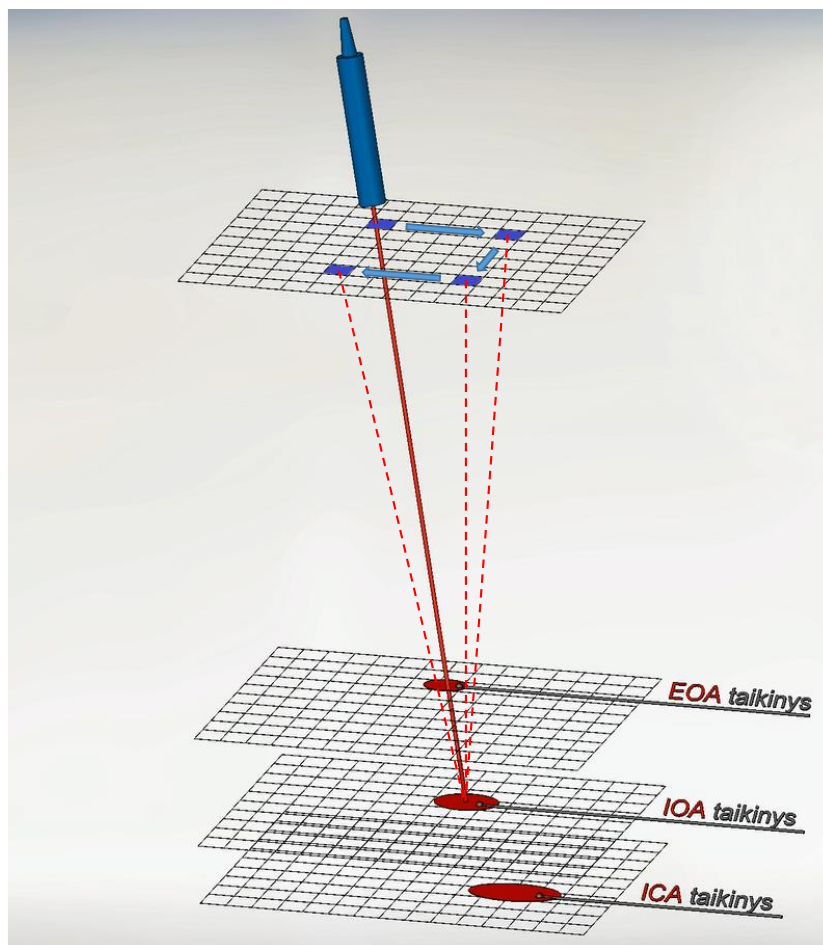


2.7 pav. UT kampų erdvėje matrica

Reikia pabrėžti, kad sektorinis skenavimas nėra vykdomas esant vienai išskirtinei situacijai. Tokia situacija atsiranda tuomet, kai po linijinio akiduobės skenavimo yra aptinkama vidinės akies arterijos (ang. ICA – internal carotid artery), bei vidio ir išorinio akies arterijos segmentų (ang. IOA – internal ophthalmic artery, EOA – external ophthalmic artery) kraujotaka, o IOA ir EOA segmentai persidengia skirtinguose gyliuose bent vienoje ultragarsinio keitiklio pozicijoje.

### 2.2.3. Taikinio skenavimo režimas

Taikinio skenavimo režimas yra sudėtingiausias iš visų paminėtų režimų. Šis režimas yra linijinio ir sektorinio skenavimo režimų junginys. Atliekant taikinio skenavimą automatizuota posistemė ultragarsinio keitiklio poziciją ir pasvyrimo kampą keičia tiek X ir Y ašių, tiek išilginės ir skersinės ašių erdvėje atžvilgiu. Taikinio skenavimo režimas skirtas skenuoti akiduobę neprarandant signalo iš vieno anotuoto segmento gylio ir tokiu būdu rasti optimalią ultragarsinio keitiklio poziciją, kurioje persidengtų abu ieškomi akies arterijos segmentai. Principinė taikinio skenavimo schema pateikta paveiksle nr. 2.8.



2.8 pav. Taikinio skenavimo režimo schema

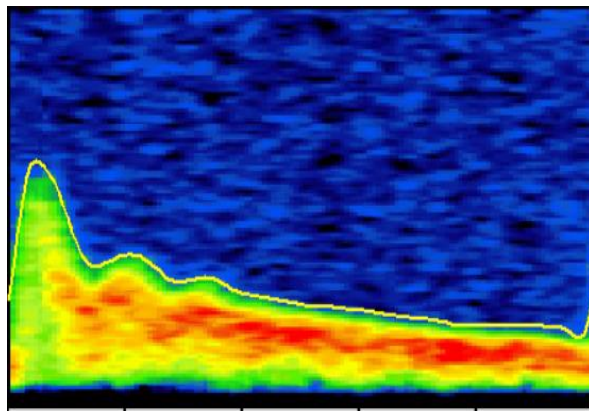
Taikinio skenavimo režimas yra vykdomas tik kai tenkinamos tokios sąlygos:

- atlikti linijinis ir sektorinis skenavimai
- vidinio miego arterijos segmento gylis buvo nustatytas automatinio algoritmo
- pagal gautą gylį apskaičiuotų vidinio ir išorinio akies arterijos gylių diapazonuose aptinkamas bent vienas iš paminėtų segmentų.

### 2.3. Duomenų struktūra

Duomenys gaunami pritvirtinus robotizuotą ultragarsinio keitiklio pozicionavimo posistemę ant žmogaus akies voko ir paleidus akiduobės sferos skanavimą gylių intervale nuo 40 mm iki 75mm nuo ultragarsinio keitiklio paviršiaus.

Iš gautų doplerinių IQ duomenų suskaičiuojamos sonogramos ir ant sonogramų nubrėžiamos gaubiamosios ribojančios signalą ir triukšmą. Sonogramos pavyzdys su gaubiamąja ant signalo iš vieno gylio pateiktas paveiksle nr. 2.9. Gaubiamąją žymi geltona linija.



2.9 pav. Sonograma su gaubiamąja

Paveiksle nr. 1 pavaizduotų duomenų masyvas iš gylių intervalo nuo 40 mm iki 75 mm ir yra duomenys, kurie perduodami automatiniam akies arterijos ir vidinės miego arterijos atpažinimo algoritmui. Masyvo maksimalus ilgis dėl paminėto gylių intervalo yra 36 sonogramos su gaubiamosiomis. Reiktų pabrėžti, kad įėjimo masyvo ilgis kinta, nes kiekvieno žmogaus akies anatomija yra skirtinga ir dėl šios priežasties ne visada pasiseka surinkti duomenis iš visų gylių.

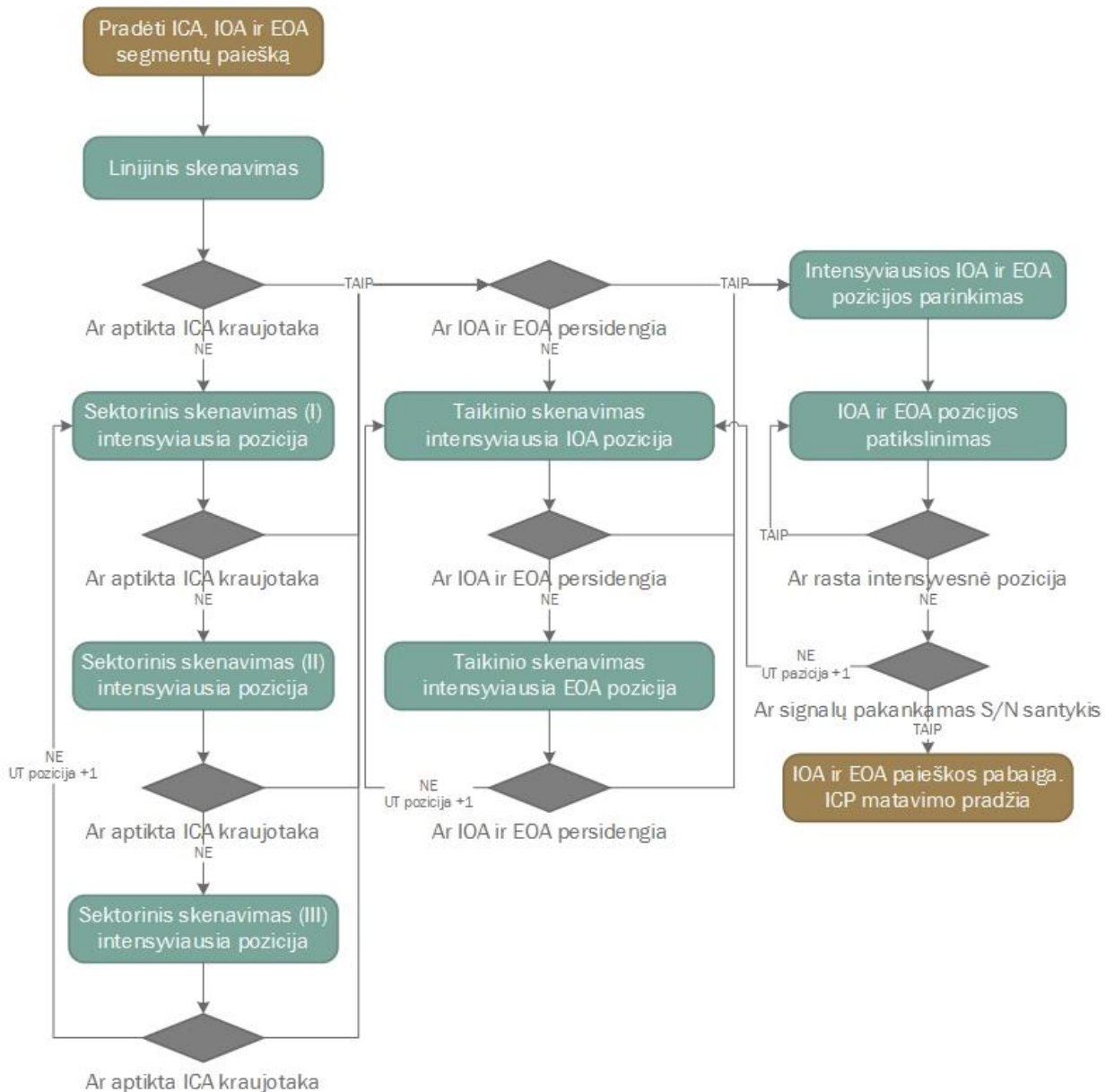
### 2.4. Automatizuotos akies arterijos segmentų paieškos algoritmas

Automatizuotos akies arterijos segmentų paieškos algoritmas buvo realizuotas panaudojant linijinį, sektorinį ir taikinio skenavimo režimus. Režimų veikimo principai aprašyti 2.2.1. – 2.2.3. poskyriuose. Algoritmo veikimo loginė schema pavaizduota paveiksle nr. 2.10.

Atlikus linijinį, sektorinį ir taikinio skenavimo procedūras algoritmas identifikuodavo keletą ultragarsinio keitiklio pozicijų kuriose persidengia vidinis ir išorinis akies arterijos segmentai.

Šiose pozicijose yra atliekama signalo spektrinė analizė ir skaičiuojamas signalo – triukšmo santykis. Pagal tai yra nustatoma viena optimali ultragarsinio keitiklio pozicija.

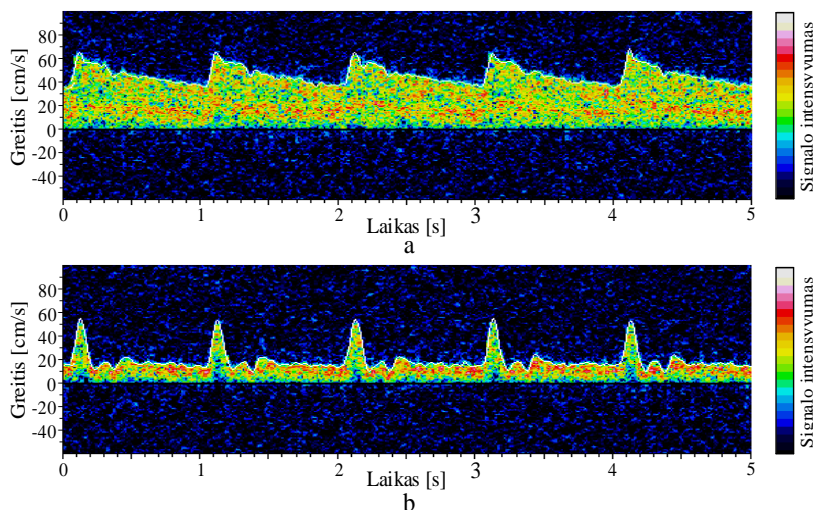
Algoritmo pabaigoje yra atliekamas optimalios pozicijos patikslinimas. Patikslinimo metu yra skenuojamos 1 mm atstumu nuo optimalios pozicijos nutolusios pozicijos ir tikrinama ar nebuvo rasta stipresni signalai lyginant su optimalia pozicija. Skenavimo metu ultragarsinio keitiklio pasvirimo kampas erdvėje yra nustatomas toks pat kaip optimalios pozicijos.



2.10 pav. Automatizuotos akies arterijos segmentų paieškos algoritmo loginė schema

## 2.5. Akies arterijos ir miego arterijos pulsinių bangų automatinis atpažinimas

Paveiksle nr. 2.11 pateikta vidinės miego arterijos ir akies arterijos sonogramų pavyzdžiai. Vizualiai pažiūrėjus į šias dvi sonogramas atskirti kuri priklauso kuriai, miego ar akies arterijai nėra sudėtinga, tačiau norint tai padaryti automatiškai signalas buvo parametrizuotas.



2.11 pav. a – vidinė miego, b – akies arterija

Panaudoti tokie signalo (gaubiamosios) parametrai:

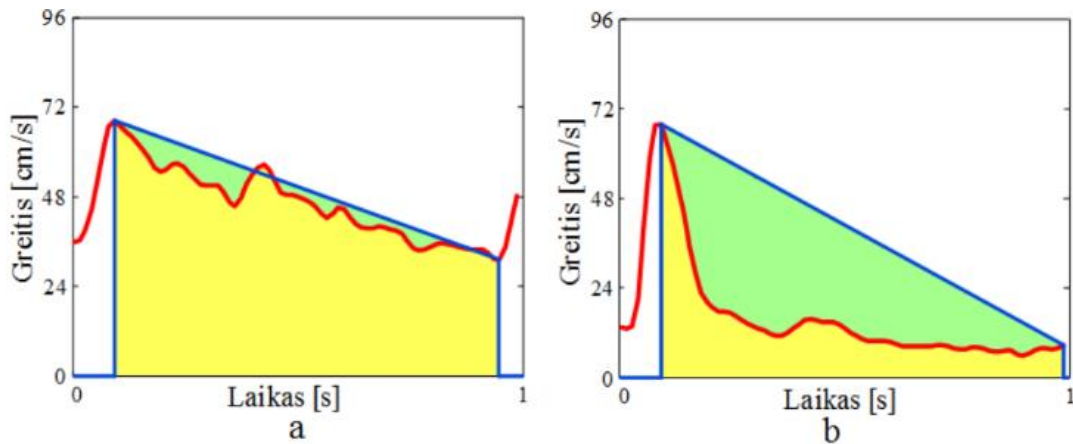
- Gylis, kuriame aptinkama
- Maksimalus greitis (sistolinis)
- Minimalus greitis (diastolinis)
- Rezistentiškumo indeksas (RI)
- Plotas po gaubimąja
- Panašumas į trikampį

Pagal literatūrą [14] – [16] miego arterija sutinkama 58-77mm gylių intervale, sistolės momentas lygus  $76 \pm 14$  cm/s, diastolės momentas -  $30 \pm 7$ , RI lygus  $0,6 \pm 0,06$ . Akies arterija yra 40-61mm gylių intervale, sistolės momentas lygus  $40,1 \pm 16,9$  cm/s, diastolės momentas -  $7,35 \pm 4,36$ , RI lygus  $0,82 \pm 0,07$ .

Parametras plotas po gaubiamąja  $S$  skaičiuojamas pagal formulę (1). Tai yra vektoriaus  $x$ , aprašančio gaubiamosios formą, integralas.

$$S = \sum_{k=0}^n x_k \quad (1)$$

Panašumo į trikampį parametro [17] skaičiavimas išreikštas grafiškai paveiksle nr. 2.12. Raudona linija žymi signalo gaubiamąją, o mėlyna jungia pulsinės bangos sistolės ir diastolės momentus. Panašumo į trikampį parametras žymimas žaliu plotu. Šis parametras apskaičiuojamas iš ploto po mėlyna linija atimant plotą po gaubiamąją. Nesunku pastebėti, kad kuo plotas yra mažesnis, tuo tikimybė yra didesnė, kad tai yra vidinė miego arterija.



2.12 pav. Panašumo į trikampį parametras, a – vidinė miego, b – akies arterija

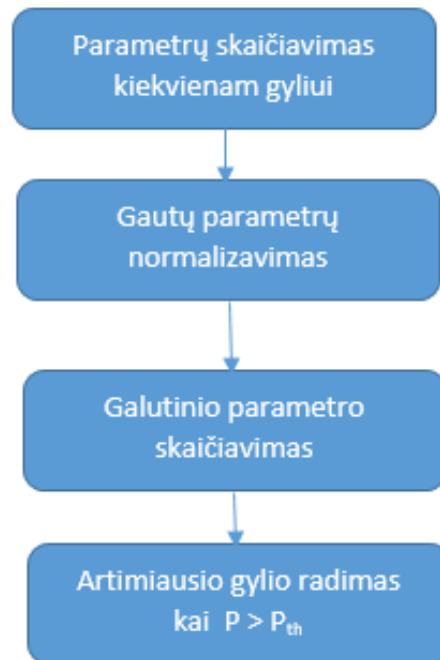
Sugalvotas metodas [18] yra paprastas, kiekvieno gylio duomenims yra suskaičiuojami visi minėti parametrai parametrizavimo dalyje. Tokiu būdu yra sudaroma parametų matrica. Visi parametrai išskyrus gylį yra normalizuojami tiek minimumo, tiek maksimumo atžvilgiu. Tai yra daroma siekiant algoritmą padaryti universalesnį, nes kiekvienam žmogui kraujotakos parametrai skiriasi.

Turint normalizuotą parametų matricą yra skaičiuojamas galutinis parametras kiekvienam gyliui atskirai pagal formulę (2).

$$P = \sum_{k=0}^n p_k \times w_k \quad (2)$$

Čia  $n$  – parametų skaičius,  $p$  – parametų masyvas,  $w$  – svorių masyvas.  $P$  – galutinis parametras kiekvienam gyliui.

Galiausiai suskaičiavus galutinį parametą  $P$  kiekvienam gyliui yra ieškomas artimiausias gylis, kurio parametras  $P$  yra didesnis už  $P_{th}$ . ir  $P_{th}$  nustatyti eksperimentiškai. Algoritmo blokinė schema pateikta paveiksle nr. 2.13.



2.13 pav. Algoritmo loginė schema



### **3. Automatizuotos akies arterijos paieškos posistemės tobulinimas**

Baigus programuoti ir siekiant ištestuoti pirmąją akies arterijos segmentų automatinės lokacijos įrenginio valdymo algoritmo versiją buvo atlikta sveikų savanorių studija. Studiją sudarė 20 19 – 50 metų amžiaus sveiki savanoriai iš kurių 6 (30%) buvo moterys, o 14 (70%) buvo vyrai.

Išanalizavus gautus rezultatus buvo pastebėti algoritmo trūkumai ir sugeneruotos naujos idėjos kaip pagerinti algoritmo greitaveiką:

- Eliminuoti doplerinių IQ duomenų, saugomų tekstiniuose failuose, struktūrą.
- Atlikti optimalių ultragarsinio keitiklio pozicijų ant akies voko tyrimą.

#### **3.1. Doplerinių IQ duomenų failuose struktūros eliminavimas**

Pirmoji testavimo studija buvo atliekama naudojant dvi skirtingas programines įrangas. Automatizuotos posistemės valdymo algoritmui ir signalų apdorojimui įgyvendinti buvo panaudotas MATLAB paketas. Ultragarsinis dopleris buvo valdomas gamintojo pateikta programine įranga, kuri generuoja tekstinius 10 s trukmės failus su neapdorotais IQ duomenimis (ang. Raw IQ data).

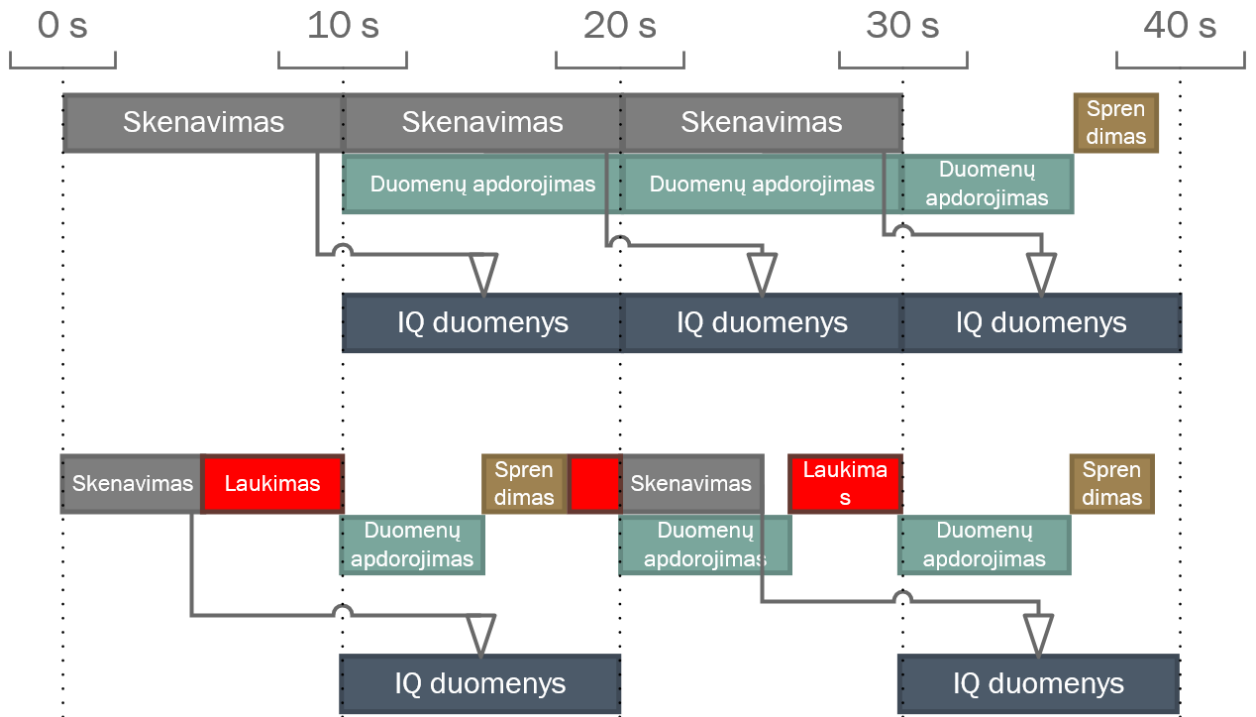
Buvo nustatyti tokie duomenų failinės struktūros trūkumai:

- Reikalingas papildomas laikas nuskaityti duomenis į operatyviają kompiuterio atmintį, kad galima būtų tęsti tolimesnį duomenų apdorojimą.
- Apdorojus duomenis buvo sunku nustatyti, kuri signalo dalis neša informaciją, o kuri yra tik artefaktai, atsiradę dėl ultragarsinio keitiklio pozicijos keitimo.
- Norint gauti 2 s trukmės signalą tekdavo laukti likusias 8 s, kol failas bus pilnai suformuotas ir jį bus galima nuskaityti į kompiuterio operatyviają atmintį.

Paveiksle nr. 3.1 pavaizduoti du skirtingi skenavimo atvejai su failine duomenų struktūra.

Pirmuoju idealiu atveju algoritmo uždelsimų nėra, bet taip yra todėl, kad skenavimo trukmė lyra 10 s kartotinis.

Antru atveju yra pavaizduotas realus skenavimas, kai skenavimas trunka mažiau nei 10 s laiko intervalą. Tokiu atveju matome kaip atsiranda procesoriaus resursų neišnaudojimas, bei laukimo momentai kurie prailgina automatizuotą akies arterijos paiešką.

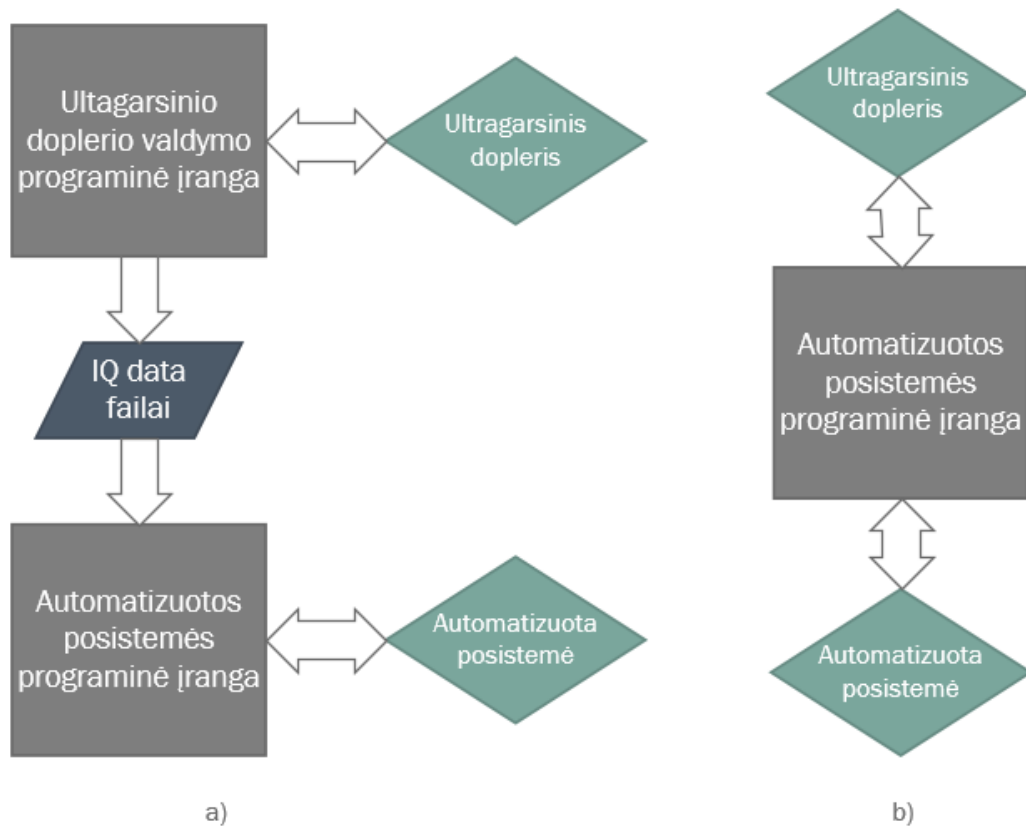


3.1 pav. Failinės duomenų struktūros trūkumai

Eliminuojant prieš tai paminėtus trūkumus buvo atlikti tokie darbai:

- Automatizuotos posistemės valdymo algoritmas ir linijinių pavarų valdikliai iš MATLAB aplinkos buvo perrašytas C# programavimo kalba.
- Bendradarbiaujant su ultragarsinio doplerio gamintojais buvo gauta funkcijų biblioteka (ang. DLL – Dynamic Link Library), kurią integravus atsirado galimybė valdyti ultragarsinį doplerį, o duomenis nuskaityti tiesiai iš kompiuterio operatyviosios atminties įvairiais laiko intervalais.

Paveiksle nr. 3.2 pateikta automatizuotos akies arterijos paieškos veikimo struktūra prieš ir po pakeitimų.

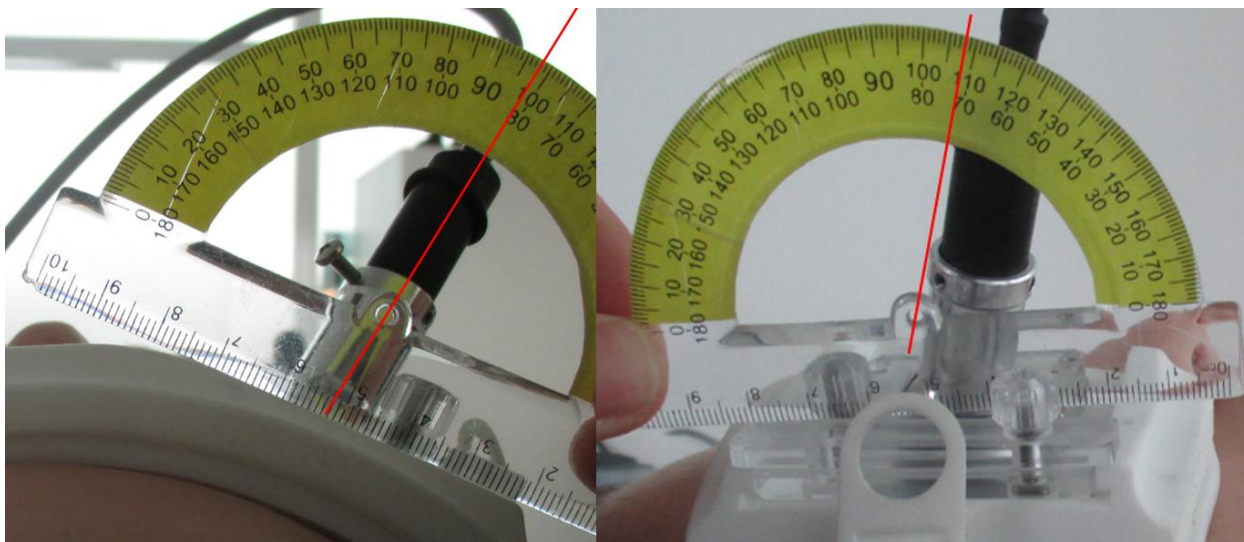


3.2 pav. a – automatizuotos posistemės veikimo schema su failine struktūra, b - automatizuotos posistemės veikimo schema be failinės struktūros

### 3.2. Optimalių UT pozicijų aibės tyrimas

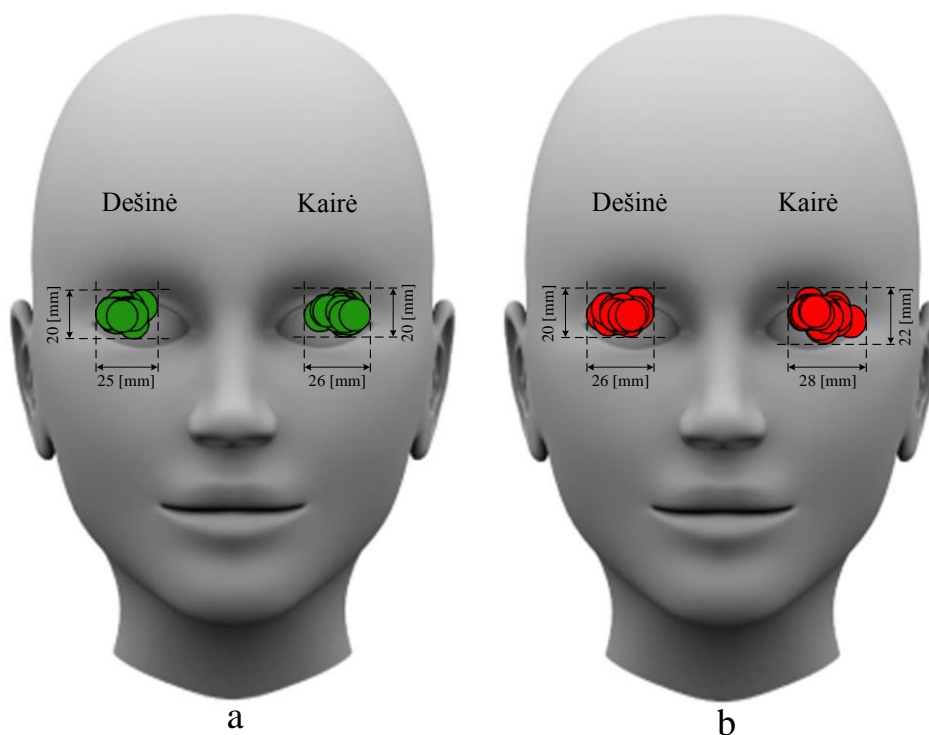
Buvo pastebėta, kad atliekant automatinę akies arterijos paiešką ultragarsinis keitiklis buvo pozicionuojamas tokiose pozicijose, kuriose visiškai neaptinkama kraujotaka. Žinant, kad kiekvienos pozicijos skanavimas užtrunka papildomą laiko momentą taip prailgindamas visos procedūros laiką buvo nuspręsta padaryti optimalių ultragarsinio keitiklio pozicijų tyrimą. Optimali pozicija laikoma tuomet, kai toje pozicijoje yra aptinkama vidinis miego arterijos segmentas arba yra perdengiami abu akies arterijos segmentai vienu metu.

Tyrimui atlikti buvo padaryta 13 sveikų savanorių studija, kurios metu buvo matuojama ultragarsinio keitiklio pasvyrimo kampai išilginės ir skersinės ašių atžvilgiu erdvėje. Eksperimento eiga pavaizduota paveiksle nr. 3.3, o rezultatai lentelėje nr. 4.2.



3.3 pav. Ultragarinio keitiklio pasvyrimo kampo matavimas optimalioje pozicijoje

Pagal L. Bartušio disertaciją [17] „Sveikų savanorių ir glaukomos pacientų studijose identifikuotų ICA ir vienu metu surastų IOA, EOA segmentų atveju buvo registruojama santykinė ultragarinio keitiklio pozicija ant užmerkto akies voko. Paveiksle nr. 3.4 yra pavaizduoti šių nustatytų pozicijų pasiskirstymai.



3.4 pav. Ultragarinio keitiklio (14 mm diametro) pozicijos ant užmerkto akies voko, 24 pozicijos ant dešinės akies, 29 pozicijos ant kairės akies. a – žalios spalvos skrituliai žymi pozicijas, kuriose buvo identifikuoti IOA ir EOA segmentai, b – raudonos spalvos skrituliai žymi pozicijas, kuriose arčiausiai nuo UT paviršiaus buvo identifikuotas ICA segmentas

Panaudojant vidutinius suaugusio žmogaus akiduobės geometrinius matmenis galima įvertinti, kad vienu metu identifikuojant IOA ir EOA segmentus ultragarsinio keitiklio paviršius visais atvejais patenka į langą, kurio plotis yra 26 mm, o aukštis 20 mm. Identifikuojant arčiausią nuo UT paviršiaus ICA segmentą ultragarsinio keitiklio paviršius visada patenka į langą, kurio plotis yra 28 mm, o aukštis 22 mm. “ optimalių ultragarsinio keitiklio pozicijų bendras langas ICA, IOA ir EOA segmentams yra 28 mm pločio ir 22 mm aukščio. Kadangi ultragarsinio keitiklio diametras yra 14 mm, skenuojamų pozicijų automatizuota akies arterijos paieškos posisteme matrica sumažėja iki 14 mm pločio ir 8 mm aukščio.

## 4. Rezultatai

Lentelėje nr. 4.1 pateikti automatizuotos akies arterijos segmentų paieškos posistemės valdymo algoritmų rezultatai atlikus sveikų savanorių studijas. Rezultatus galima lyginti tiesiogiai, nes abiejų sveikų savanorių studijų metu buvo pakviesti tie patys savanoriai iš kurių 6, 30% buvo moterys, o 14, 70% buvo vyrai. Sveiki savanoriai buvo suskirstyti į tris amžiaus grupes: 18-25 m, 26-40 m ir 41+ m. Amžiaus grupių pasiskirstymas pavaizduotas paveiksle nr. 4.1.

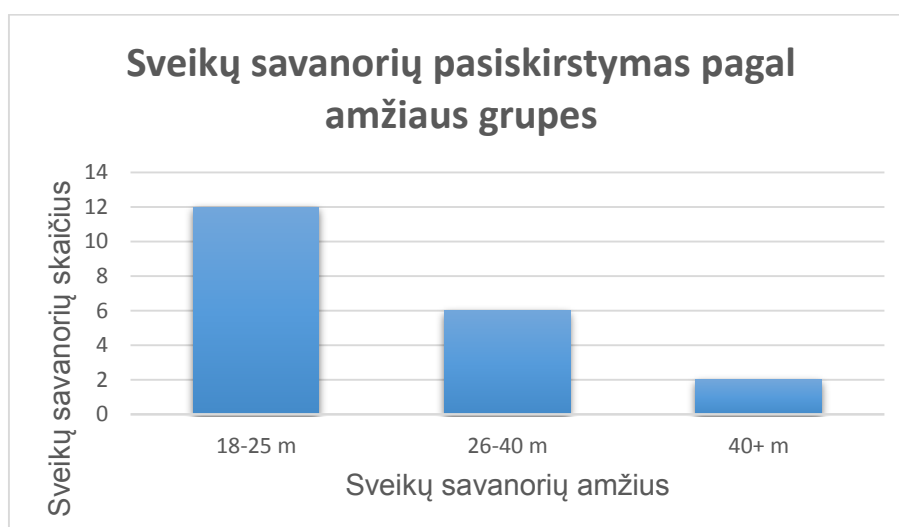
*Lentelė Nr. 4.1 Automatizuotos akies arterijos paieškos posistemės tyrimo rezultatai su pirmąja ir antrąja valdymo algoritmo versijomis*

Eil. Nr.	Lytis	Amžius	Pradinis algoritmas v.1		Patobulintas algoritmas v.2	
			Rezultatas	Trukmė	Rezultatas	Trukmė
1	V	32	Teigiamas	3 min 05 s	Teigiamas	2 min 33 s
2	V	19	Teigiamas	9 min 06 s	Teigiamas	6 min 28 s
3	M	19	Teigiamas	8 min 02 s	Teigiamas	5 min 46 s
4	M	25	Neigiamas		Neigiamas	
5	V	29	Neigiamas		Neigiamas	
6	V	20	Teigiamas	3 min 37 s	Teigiamas	3 min 05 s
7	V	22	Teigiamas	7 min 42 s	Teigiamas	5 min 34 s
8	V	20	Teigiamas	9 min 27 s	Teigiamas	6 min 39 s
9	V	27	Teigiamas	12 min 11 s	Teigiamas	8 min 19 s
10	V	19	Teigiamas	4 min 37 s	Teigiamas	3 min 41 s
11	V	50	Neigiamas		Neigiamas	
12	V	28	Teigiamas	13 min 55 s	Teigiamas	9 min 31 s
13	V	19	Teigiamas	6 min 12 s	Teigiamas	4 min 36 s
14	M	26	Teigiamas	5 min 10 s	Teigiamas	4 min 06 s
15	V	23	Teigiamas	7 min 54 s	Teigiamas	5 min 46 s
16	V	20	Teigiamas	5 min 30 s	Teigiamas	4 min 18 s
17	M	23	Teigiamas	3 min 42 s	Teigiamas	3 min 02 s
18	M	19	Teigiamas	3 min 37 s	Teigiamas	2 min 59 s
19	M	48	Teigiamas	15 min 58 s	Teigiamas	10 min 38 s
20	V	31	Teigiamas	4 min 39 s	Teigiamas	3 min 51 s

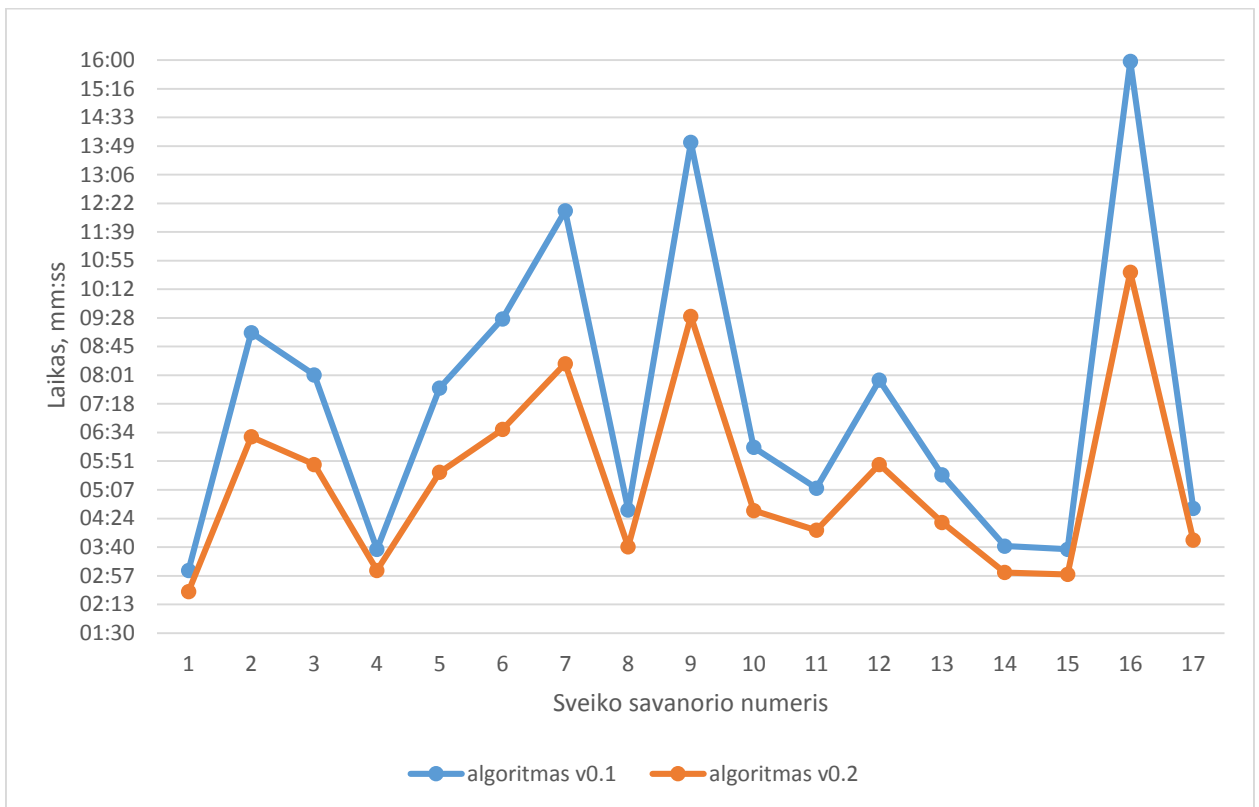
Teigiamas rezultatas buvo laikomas tuomet, kai automatizuotos posistemės valdymo algoritmo nustatytas vidinės miego arterijos segmento gylis patekdavo į patyrusio operatoriaus anotuotą gylių diapazoną, o pagal minėtą gylį apskaičiuotuose IOA ir EOA gylių intervaluose buvo aptikta vidinio ir išorinio akies arterijų segmentų kraujotaka. Neigiamas rezultatas buvo laikomas tuomet, kai automatizuotos posistemės valdymo algoritmo nustatytas gylis nepatekdavo į patyrusio operatoriaus nustatytą gylių diapazoną arba nebūdavo aptikta reikiamų segmentų kraujotaka.

17, 85% bandymų buvo teigiami, o 3, 15% - neigiami, tačiau išanalizavus neigiamų bandymų duomenis plačiau buvo nustatyta, kad suveikė automatizuotos posistemės mechaniniai užribojimai, t.y. automatizuota posistemė mechaniškai negalėjo pozicionuoti ultragarsinio keitiklio į optimalią poziciją. Tai įvertinus kilo nauja užduotis – tobulinti automatizuotos posistemės konstrukciją.

Pirmojo algoritmo valdoma automatizuota posistemė akies arterijos segmentus identifikavo per vidutiniškai 7 min 29 s, SD = 3 min 42 s, o antrojo algoritmo valdoma automatizuota posistemė, eliminavus IQ duomenų saugojimą tekstiniuose failuose, akies arterijos segmentus identifikavo per vidutiniškai 5 min 15 s, SD = 2 min 17 s. Pastebėta, kad naudojant antrąjį valdymo algoritmą akies arterijos segmentai buvo identifikuoti vidutiniškai 2 min 2 s, 28,25% greičiau, nei naudojant pirmąjį valdymo algoritmą. Rezultatai grafiškai pavaizduoti paveiksle nr. 4.2.



4.1 pav. Sveikų savanorių pasiskirstymas pagal amžiaus grupes



4.2 pav. Automatizuotos akies arterijos paieškos posistemės tyrimo rezultatai su pirmąja ir antrąja valdymo algoritmo versijomis

Lentelėje nr. 4.2 pateikti sveikų savanorių studijos rezultatai, kurios metu buvo matuojamas ultragarsinio keitiklio pasvyrimo kampas skersinės ir išilginės ašių erdvėje atžvilgiu optimaliose vidinės miego ir akies arterijų pozicijose. Optimali pozicija traktuojama tuomet, kai yra aptinkama vidinės miego arterijos kraujotaka arčiausiai nuo ultragarsinio keitiklio paviršiaus arba, kaip yra perdengiami vidinis ir išorinis akies arterijos segmentai ir aptinkama kraujotaka juose.



*Lentelė Nr. 4.2 Optimalių ultragarsinio keitiklio pasvyrimo kampų erdvėje tyrimo rezultatai*

Nr.	Akis	IOA ir EOA $\alpha, ^\circ$	IOA ir EOA $\beta, ^\circ$	ICA $\alpha, ^\circ$	ICA $\beta, ^\circ$
1	R	86.5	89.0	96.0	96.5
2	L	87.0	92.8	81.5	105.5
3	L	91.5	88.5	78.0	102.0
4	R	96.5	85.5	77.5	93.5
5	L	95.0	88.0	55.2	93.0
6	R	96.0	91.0	82.5	104.0
7	R	84.5	90.0	121.5	102.0
8	R	91.0	100.0	125.5	108.0
9	R	93.5	85.0	99.0	107.5
10	R	113.5	91.0	125.5	99.0
11	R	87.5	97.5	101.5	88.0
12	R	88.5	90.5	102.0	93.0
13	R	80.0	85.0	105.0	103.0

Ultragarsinio keitiklio pasvyrimo kampas optimalioje miego arterijos pozicijoje skersine ašimi erdvėje kinta  $55,2^\circ$ - $125,5^\circ$  intervale, vidurkis  $96,2^\circ$ ,  $SD = 20,96^\circ$ , o išilgine ašimi erdvėje kinta  $88^\circ$ - $108^\circ$  intervale, vidurkis  $99,6^\circ$ ,  $SD = 6,32^\circ$ .

Ultragarsinio keitiklio pasvyrimo kampas optimalioje akies arterijos segmentų pozicijoje skersine ašimi erdvėje kinta  $84,2^\circ$ - $113,5^\circ$  intervale, vidurkis  $91,6^\circ$ ,  $SD = 8,15^\circ$ , o išilgine ašimi erdvėje kinta  $85^\circ$ - $100^\circ$  intervale, vidurkis  $90,3^\circ$ ,  $SD = 4,49^\circ$ .

## 5. Išvados

1. Doplerinis ultragarsinis neinvazinis galvospūdžio matuoklis – tai vienintelis pasaulyje prietaisas, kuriam nereikalingas individualus pacientui specifinis kalibravimas. Minėtu prietaisu galima išmatuoti vidinį kaukolės slėgį neinvaziniu būdu panaudojant ultragarsinių bangų doplerinę technologiją. Tačiau prieš pradėdant matavimą būtina metodiškai teisingai surasti akies arterijos kraujotaką. Minėta procedūra rankiniu būdu yra atliekama patyrusio operatoriaus ir gali trukti iki 15 min todėl nuspręsta eliminuoti brangų operatoriaus apmokymo ir darbo laiką. Šiai problemai spręsti buvo sukurta automatinės akies arterijos paieškos posistemė ir jos valdymo algoritmas.
2. Testuojant pirmąją algoritmo versiją buvo atlikta sveikų savanorių studija. 85% atvejų buvo teigiami, o 15% - neigiami. Atlikus detalesnę duomenų analizę, buvo pastebėta, kad neigiami rezultatai buvo gauti dėl automatizuotos posistemės mechaninių ribojimų.
3. Buvo pastebėta, kad norint padidinti algoritmo greitaveiką, reikia eliminuoti failinę IQ duomenų struktūrą. Ši problema buvo išspręsta sukuriant antrąją algoritmo versiją.
4. Norint ištestuoti antrąją algoritmo versiją buvo atlikta sveikų savanorių studija, ją sudarė sveiki savanoriai, dalyvavę pirmojo algoritmo testavimo studijoje. Gauti rezultatai rodo, kad eliminavus failinę IQ duomenų struktūrą, algoritmo greitaveika pagerėjo 28,25%.
5. Atlikus optimalių ultragarsinio keitiklio pozicijų tyrimą ir išanalizavus sveikų savanorių studijos rezultatus, bei remiantis L. Bartušio daktaro disertacija, buvo padaryta išvada, kad algoritmo greitaveiką galima būtų dar padidinti sumažinant skenuojamų pozicijų aibę.
6. Atsižvelgiant į tyrimų rezultatus nuspręsta kurti naują valdymo algoritmo versiją ateityje ir tokiu būdu dar sutrumpinti automatizuotą akies arterijos segmentų paiešką.

## 6. Literatūros sąrašas

1. Ragauskas; Arminas (Kaunas, LT), Daubaris; Gediminas (Kaunas, LT), Dziugys; Algis (Kaunas, LT). Method and apparatus for determining the pressure inside the brain. (1999).
2. Ragauskas; Arminas (Kaunas, LT). Method and apparatus for noninvasive determination of the absolute value of intracranial pressure. (2006).
3. Ragauskas; Arminas (Kaunas, LT), Petkus; Vytautas (Kaunas, LT), Chomskis; Romanas (Kaunas, LT), Zakelis; Rolandas (Vilkaviskis, LT), Daubaris; Gediminas (Kaunas, LT), Moehring; Mark (Seattle, WA), Saxon; Eugene A. (Seattle, WA), Giansiracusa; Robert (Bellevue, WA), Swedenburg; Steve (Kirkland, WA), Raisutis; Renaldas (Kaunas, LT). Method and apparatus for determining the absolute value of intracranial pressure. (2013).
4. Ragauskas; Arminas (Kaunas, LT), Daubaris; Gediminas (Kaunas, LT), Petkus; Vytautas (Kaunas, LT), Raisutis; Renaldas (Kaunas, LT). Method and apparatus for continuously monitoring intracranial pressure. (2015).
5. Siaudvytyte L, Januleviciene I, Daveckaite A, Ragauskas A, Siesky B, Harris A. Neuroretinal rim area and ocular haemodynamic parameters in patients with normal-tension glaucoma with differing intracranial pressures. *Br J Ophthalmol*. 2015 Nov 23. pii: bjophthalmol-2015-307570. doi: 10.1136/bjophthalmol-2015-307570. [Epub ahead of print]
6. Siaudvytyte L, Januleviciene I, Ragauskas A, Bartusis L, Siesky B, Harris A. Update in intracranial pressure evaluation methods and translaminar pressure gradient role in glaucoma. *Acta Ophthalmol*. 2015 Feb;93(1):9-15. doi: 10.1111/aos.12502. Epub 2014 Jul 18. Review.
7. Siaudvytyte L, Januleviciene I, Ragauskas A, Bartusis L, Meiliuniene I, Siesky B, Harris A. The difference in translaminar pressure gradient and neuroretinal rim area in glaucoma and healthy subjects. *J Ophthalmol*. 2014;2014:937360. doi: 10.1155/2014/937360. Epub 2014 Apr 30.
8. Siaudvytyte L, Januleviciene I, Daveckaite A, Ragauskas A, Bartusis L, Kucinoviene J, Siesky B, Harris A. Literature review and meta-analysis of translaminar pressure difference in open-angle glaucoma. *Eye (Lond)*. 2015 Oct;29(10):1242-50. doi: 10.1038/eye.2015.127. Epub 2015 Jul 17. Review.
9. Ragauskas A, Bartusis L, Piper I, Zakelis R, Matijosaitis V, Petrikonis K, Rastenyte D. Improved diagnostic value of a TCD-based non-invasive ICP measurement method compared with the sonographic ONSD method for detecting elevated intracranial pressure. *Neurol Res*. 2014 Jul;36(7):607-14. doi: 10.1179/1743132813Y.0000000308. Epub 2014 Jan 12.
10. Koskinen LD, Malm J, Zakelis R, Bartusis L, Ragauskas A, Eklund A. Can intracranial pressure be measured non-invasively bedside using a two-depth Doppler-technique? *J Clin Monit Comput*. 2016 Mar 14. [Epub ahead of print].
11. Department of Ophthalmology, Addenbrooke's Hospital, Hills Road, Cambridge CB2 2QQ, UK. Update on orbital anatomy. *Eye* (2006) 20, 1119–1129.
12. F. Govsa, M. Erturk, G. Kayalioglu, Y. Pinar, M.A. Ozer and T. Ozgur. Neuro-arterial relations in the region of the optic canal. *Surg Radiol Anat* (1999) 21:329-335.

13. Department of Ophthalmology and Visual Sciences, College of Medicine, University of Iowa, Iowa, IA, USA. Orbital vascular anatomy. *Eye* (2006) 20, 1130–1144.
14. Hu, Han-Haw, et al. Transorbital color Doppler flow imaging of the carotid siphon and major arteries at the base of the brain. *American Journal of Neuroradiology*. American Society of Neuroradiology, 1995, vol. 16(3), 591–598. ISSN 1936-959X.
15. Pinto, Luis A., Evelien Vandewalle, Eline D. Clerck, Carlos Marques-Neves, Ingeborg Stalmans. Ophthalmic artery Doppler waveform changes associated with increased damage in glaucoma patients. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*. Association for Research in Vision and Ophthalmology, 2012, vol. 53(4), 2448–2453. ISSN 1552-5783. Prieiga per doi: 10.1167/iovs.11-9388.
16. Almeida-Freitas, Daniela B., et al. Color Doppler imaging of the ophthalmic artery in patients with chronic heart failure. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*. Sao Paulo, 2011, vol. 74(5), 326–329. ISSN 0004-2749. Prieiga per doi: 10.1590/S0004-27492011000500003.
17. L. Bartušis, daktaro dizertacija Kompleksinės elektroninės sistemos, skirtos žmogaus absoliutinio intrakranijinio slėgio neinvaziniam matavimui, tyrimai, 2015.
18. M. Deimantavičius. Akies arterijos ir vidinės miego arterijos automatinis atpažinimas panaudojant sonogramas gaubiamąją. E2TA (2016).

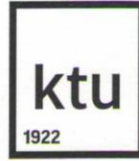
## 7. Priedai

1 priedas. Mokslinės veiklos sąrašas.

1. Deimantavičius, Mantas. Neinvazinio intrakranijinio slėgio matavimų metodo perspektyvus klinikinis tyrimas // LMA šeštoji jaunųjų mokslininkų konferencija. Vilnius: LMA, 2016.
2. Deimantavičius, Mantas. Akies arterijos ir vidinės miego arterijos automatinis atpažinimas panaudojant sonogramos gaubiamąją // E<sup>2</sup>TA The 13<sup>th</sup> Students Scientific Conference on Electronics, Energy, Telecommunications and Automation. Kaunas: KTU. ISSN 2351-6275. 2016, p. 63-65.
3. Piper, Ian; Vainoras, Adolfas; Berskiene, Kristina; Ruseckas, Rimtautas; Jurkonis, Vidmantas; Bikulciene, Liepa; Navickas, Zenonas; Karaliene, Dovile; Ragauskas, Arminas; Deimantavicius, Mantas. Hypotension Investigation, Prospective Clinical Study // Elektronika ir elektrotechnika = Electronics and Electrical Engineering. Kaunas: KTU. ISSN 1392-1215 (print), ISSN 2029-5731 (online). 2016, vol. 22, no. 2, p. 33-37. DOI: 10.5755/j01.eee.
4. Petkus, Vytautas; Vainoras, Alfonsas; Berskiene, Kristina; Navickas, Zenonas; Ruseckas, Rimtautas; Paper, Ian; Deimantavicius, Mantas; Ragauskas, Arminas. Method for Prediction of Acute Hypotensive Episodes // Elektronika ir elektrotechnika = Electronics and Electrical Engineering. Kaunas: KTU. ISSN 1392-1215 (print), ISSN 2029-5731 (online). 2016, vol. 22, no. 2, p. 44-48. DOI: 10.5755/j01.eee.
5. Ragauskas, Arminas; Petkus, Vytautas; Krakauskaite, Solventa; Chomskis, Romanas; Preiksaitis, Aidanas; Deimantavicius, Mantas. Prospective comparative clinical study of non-invasive cerebrovascular autoregulation monitor // 21<sup>th</sup> meeting of the European Society of Neurosonology and Cerebral Hemodynamics, 13–16 May, 2016, Budapest, Hungary. Ultrasound in the neurological intensive care unit, ISSN 2498-6240, p. 31.
6. Petkus, Vytautas; Zakelis, Rolandas; Kumpaitienė, Birutė; Chomskis, Romanas; Svagzdienė, Milda; Sirvinskas, Edmundas; Ragauskas, Arminas; Benetis, Rimantas; Deimantavicius, Mantas. Non-invasive Cerebral Autoregulation Monitoring during Cardiac Surgery with Cardiopulmonary Bypass // 21<sup>th</sup> meeting of the European Society of Neurosonology and Cerebral Hemodynamics, 13–16 May, 2016, Budapest, Hungary. Intracranial flow and parenchyma, ISSN 2498-6240, p. 42.
7. Ragauskas, Arminas; Zakelis, Rolandas; Bartusis, Laimonas; Deimantavicius, Mantas; Siaudvytyte, Lina; Januleviciene, Ingrida. Non – invasive intracranial pressure measurements in normal-tension glaucoma and healthy subjects // 21<sup>th</sup> meeting of the European Society of Neurosonology and Cerebral Hemodynamics, 13–16 May, 2016, Budapest, Hungary. Intracranial pressure and brain death, ISSN 2498-6240, p. 51-52.

2 priedas. Skaitytų mokslinių pranešimų pažymėjimai.





# DIPLOMA


Mantas Deimantavičius

*Prepared and presented a paper in the conference*

***E<sup>2</sup>TA - 2016***

*On the topic:*

***Akies arterijos ir vidinės miego  
arterijos automatinis atpažinimas  
panaudojant sonogramos  
gaubiamąją***

  
Prof. Algimantas Valinevičius  
Chairman of the organizing committee  
Dean of the Electronics and Electrical Engineering Faculty

K a u n a s, 2016 04 28



**21<sup>st</sup> Meeting of the European Society of Neurosonology and Cerebral Hemodynamics**

## **CERTIFICATE OF ATTENDANCE**

This is to certify that

**Mantas Deimantavicius**

**Kaunas University of Technology, Health Telematics Science Institute**

**LITHUANIA**

attended the ESNCH 2016 Conference

from 13 to 16 May 2016

at Budapest, Hungary.

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "Attila Csányi".

Dr. Attila Csányi  
Head of Scientific Committee

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "László Németh".

Dr. László Németh  
Chair of ESNCH 2016



3 priedas. Pagal IEC 60601-2- 37:2007 standartą tyrimuose naudotas ultragarsinis keitiklis atitinka diagnostikos ir stebėsenos ultragarsu medicinoje keliamus reikalavimus.

**Transducer Model: UT VITAMED 205 v.1.0**

**Operating Mode: PW**

Transducer Serial number: 205\_05-001

Working Frequency: 2.0MHz

Index Label		MI	TIS		TIB	TIC		
			Scan	Non-Scan			Non-Scan	
				Aaprt <= 1 cm <sup>2</sup>	Aaprt > 1 cm <sup>2</sup>			
Maximum index value		0.102			0.039	0.132	0.098	
Associated Acoustic Parameters	<i>pra</i>	0.145						
	<i>P</i>					5.5	5.5	
	Min. of [ <i>Pa</i> (Zs), <i>I<sub>ta.α</sub></i> (Zs)]					4.1		
	<i>zs</i>				2.1			
	<i>zbp</i>				2.1			
	<i>zb</i>					2.15		
	<i>z</i> at max. <i>I<sub>pi.α</sub></i>	2.3						
	<i>deq</i> ( <i>zb</i> )						0.68	
	<i>fawf</i>		2			2	2	2
	Dim of Aaprt	X				1.4	1.4	
Y					1.4	1.4		
Other Information	<i>Td</i>		3					
	<i>prr</i>		6400					
	<i>pr</i> at max. <i>I<sub>pi</sub></i>		0.167					
	<i>deq</i> at max. <i>I<sub>pi</sub></i>						0.67	
	<i>I<sub>pa.α</sub></i> at max. <i>MI</i>		0.57					
	Focal Length	<i>FL<sub>x</sub></i>						
<i>FL<sub>y</sub></i>								
Operating Control Conditions	Scale		122 cm/s					
	Ampl		High (100 % power)					

4 priedas.

