

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ALEKSANDRO STULGINSKIO UNIVERSITETAS

JONAS NAVICKAS

**AUKŠTADAŽNIŲ VIRPESIŲ POVEIKIO BIOLOGINIAMS
ŽMOGAUS AUDINIAMS TYRIMAS**

Daktaro disertacijos santrauka
Technologijos mokslai, mechanikos inžinerija (09T)

2018, Kaunas

Disertacija rengta 2013–2018 metais Kauno technologijos universiteto Mechatronikos institute.

Darbo vadovas:

Habil. dr. Algimantas BUBULIS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, 09T).

Redagavo:

Inga Nanaronytė (leidykla „Technologija“)

Armandas Rumšas (leidykla „Technologija“)

Mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo taryba:

Dr. Rolandas DAUKŠEVIČIUS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, 09T) – **pirmininkas**;

Prof. dr. Rimvydas GAIDYS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, 09T);

Prof. dr. Evguenia KOROBKO (A. V. Lykovo Šilumos masės ir mainų institutas, Baltarusija, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, 09T);

Prof. dr. Juozas PADGURSKAS (Aleksandro Stulginskio universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, 09T).

Disertacija bus ginama viešame Mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo tarybos posėdyje 2018 m. rugpjūčio 30 d. 12 val. Kauno technologijos universiteto disertacijų gynimo salėje.

Adresas: K. Donelaičio g. 73-403, 44249 Kaunas, Lietuva.

Tel. + 370 37 300 042; faks. + 370 37 324 144; el. paštas doktorantura@ktu.lt.

Disertacijos santrauka išsiųsta 2018 m. liepos 30 d.

Su disertacija galima susipažinti interneto svetainėje <http://ktu.edu>, Kauno technologijos universiteto (K. Donelaičio g. 20, Kaunas) ir Aleksandro Stulginskio universiteto (Studentų g. 11, Akademija, Kauno r.) bibliotekose.

AUKŠTADAŽŲ VIRPESIŲ POVEIKIO BIOLOGINIAMS ŽMOGAUS AUDINIAMS TYRIMAS

1. Įvadas

Temos aktualumas

Europos Sąjungoje viena pagrindinių žmonių mirties priežasčių yra širdies ir kraujagyslių ligos. Šiai ligų kategorijai priklauso daug įvairių sveikatos problemų, sutrikimų ir susirgimų, kenkiančių kraujotakai (širdžiai ir kraujagyslėms). Dažniausiai tai būna aterosklerozės – patologinio cholesterolio ir riebalų medžiagų kaupimosi ant arterijų vidinių sienelių – padarinys. Manoma, kad žmonių kraujotaka dažniausiai nukenčia nuo išeminės širdies ligos (širdies smūgio) ir cerebrovaskulinių ligų (insulto).

ES kasmet užregistruojama daugiau kaip 6 mln. naujų susirgimo širdies ir kraujagyslių ligomis atvejų, o apskritai Europoje – daugiau kaip 11 mln. Šiuo metu Europos Sąjungoje gyvena daugiau kaip 49 mln. šiomis ligomis sergančių žmonių ir tai ES priklausančių šalių ekonomikai atsieina gana brangiai – beveik 210 mlrd. eurų kasmet. Apie 53 proc. visų su širdies ir kraujagyslių ligomis susijusių išlaidų Europos Sąjungoje sudaro sveikatos priežiūros išlaidos (111 mlrd. eurų), 26 proc. – darbo našumo nuostoliai (54 mlrd. eurų), o 21 proc. – neoficialiai sergančiųjų priežiūros išlaidos (45 mlrd. eurų).

Susirgimo širdies ir kraujagyslių ligomis rizikos veiksnių yra daug ir įvairių. Pagrindiniai – aukštas kraujospūdis (Vakarų Europoje sergančiųjų kasmet padaugėja 15 proc.) ir rūkymas (16 proc. visų mirusiųjų, vyresnių kaip 30 metų), nesaikingas alkoholio vartojimas (šiuo metu tai laikoma viena didžiausių socialinių problemų ir Lietuvoje), per gausus cukraus vartojimas (lemia 15 proc. mirčių nuo širdies ir kraujagyslių ligų), antsvoris (Lietuvoje per pastaruosius 5 metus turinčiųjų antsvorį padaugėjo 5 proc.), didelis cholesterolio kiekis kraujyje (labai glaudžiai susijęs su nesveika gyvensena, nutukimu ir diabetu), fizinio aktyvumo stoka, dažnai patiriamas stresas ir diabetas (tikėtina, kad iki 2050 m. sergančiųjų skaičius išaugs 165 proc. visame pasaulyje).

Sukūrus šiuolaikišką ir pažangesnę intervencinę kraujagyslių valymo ultragarsu metodiką, būtų galima ne tik išsaugoti širdies ir kraujagyslių ligomis sergančių žmonių galūnes ar jų gyvybę, bet ir prisidėti prie ekonomikos kėlimo tiek Lietuvoje, tiek visoje Europoje, nes tai leistų sutaupyti labai daug pinigų, kurie šiuo metu neišvengiamai yra išleidžiami neefektyviam gydymui, sergančiųjų slaugai ir darbingumo netekusių žmonių priežiūrai.

Darbo tikslas ir uždaviniai

Darbo tikslas – ištirti aktyviųjų invazinių ultragarsinių kraujagyslių valymo sistemų įtaką gyviesiems žmogaus audiniams (arterijoms ir audiniams

aplink jas) ir pritaikyti tyrimo rezultatus esamų ultragarsinių sistemų aktyviosioms dalims (bangolaidžiams) tobulinti.

Tiksliui pasiekti iškelti šie uždaviniai:

1. Nuodugniai išanalizuoti literatūrą apie kraujagysles, žmogaus anatomiją, kraujagyslių ligas, dabar žinomą ultragarso poveikį žmogaus audiniams ir išsiaiškinti, kokie bangolaidžiai šiuo metu yra sukurti (patentinė informacija) ir naudojami (prieinami rinkoje) žmonių kraujagyslėms valyti.
2. Sukurti universalų trimis (x , y ir z ašių) kryptimis veikiančią naujos konstrukcijos bangolaidį, skirtą kraujagyslių funkcijai atkurti invaziniu būdu.
3. Sukurti kavitacinio proceso skysčiuose tyrimo metodiką, matematiškai modeliuojant apribotame skystyje veikiančią naujos konstrukcijos bangolaidį.
4. Eksperimentiškai ištirti sukonstruotą naują bangolaidį, kuris veikia kaip aktyvioji ultragarsinės kraujagyslių valymo sistemos dalis, išsiaiškinti jo poveikį žmogaus audiniams, terpei, kurioje jis veikia (kraujui), ir nustatyti darbinės sistemos charakteristikas.

Taikyti metodai ir naudotos priemonės

Šis darbas atliktas taikant teorinį ir eksperimentinį tyrimo metodus. Teoriniai tyrimai buvo atlikti naudojant „COMSOL Multiphysics“ programinės įrangos paketą. Eksperimentinis pjezoelektrinių keitiklių veikimo tyrimas buvo atliktas naudojant naujausią bekontaktę lazerinio matavimo įrangą.

Mokslinis naujumas

1. Sukurtas unikalus naujos formos bangolaidis.
2. Sukurti unikalaus naujos formos bangolaidžio dinaminis modelis ir skaičiavimo metodika.
3. Ištirtas ultragarso sukeltos kavitacijos poveikis žmogaus audiniams ir veikimo terpei (kraujui).

Praktinė nauda

Sukurtas naujas unikaliomis formos bangolaidis kraujagyslėms valyti invaziniu būdu, gebantis generuoti kavitacijos srautą ultragarsinio dažnio mechaninių daugiamatų virpesių žadinimo principu. Bangolaidis ultragarsinėje sistemoje naudojamas žmogaus kraujagyslių veiklos sutrikimams šalinti. Disertacijoje publikuojami tyrimo rezultatai buvo panaudoti KTU ir LSMU jungtiniame projekte „Go-Smart“, remiamame Lietuvos mokslų tarybos. Projekto numeris MIP-097/15.

Darbo rezultatai

1. Eksperimentiškai ištirta mechaninė ultragarsinė sistema su unikaliomis formos bangolaidžiu ir nustatytos jos darbinės charakteristikos.
2. Atliktas bangolaidžiui veikiant apribotame skystyje sukeltų bangų poveikio audiniui skaičiavimas.
3. Atlikti ultragarso poveikio gyviesiems žmogaus audiniams eksperimentiniai tyrimai.

Darbo apibavimas

Mokslinio tyrimo rezultatai pristatyti dešimtyje mokslinių konferencijų, publikuoti dviejuose tarptautiniuose žurnaluose, turinčiuose citavimo indeksą, taip pat šešiuose Mokslinės informacijos instituto (ISI) pagrindinio sąrašo leidiniuose. Lietuvoje patentuoti du skirtingi moksliniai išradimai.

Disertacijos apimtis

Disertaciją sudaro įvadas, keturios dalys, bendrosios išvados, literatūros sąrašas (99 šaltiniai) ir autoriaus mokslinių publikacijų disertacijos tema sąrašas. Darbo apimtis – 116 puslapių (130 puslapių su priedais).

Padėka

Autorius reiškia padėką bičiuliams ir kolegoms prof. dr. V. Jūrėnui ir habil. dr. V. Garalienei, taip pat prof. dr. V. Veikučiui už mokslinius patarimus rengiant daktaro disertaciją.

2. Problemos analizė ir užduočių suformulavimas

2.1. Žmogaus kraujotaka ir kraujagyslių anatomija

Kraujotakos sistema (dar vadinama širdies ir kraujagyslių sistema) aprūpina maisto medžiagomis ir deguonimi visas organizmo ląsteles. Ją sudaro širdis ir kraujagyslės, išsiraizgiusios po visą kūną. Arterijomis kraujas teka iš širdies, o venomis grįžta atgal į ją. Kraujotakos sistema šiek tiek primena medį: pagrindinę arteriją, vadinamą aorta, galima palyginti su medžio kamieniu, ji išsišakoja į stambiausias arterijas, o šios – į vis smulkesnes kraujagysles. Iš smulkiausių arterijų susidaro tinklas, kitaip dar vadinamas kapiliarų tinklu.

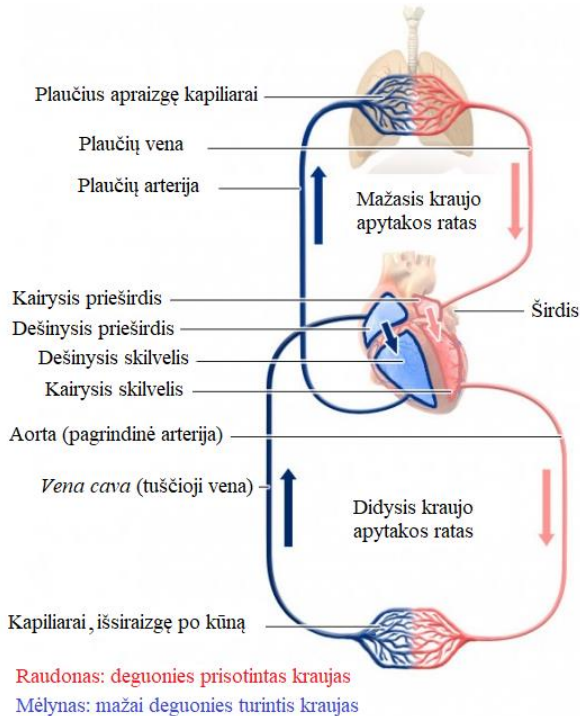
Žmogaus organizme yra du kraujo apytakos ratai. Jie susiję tarpusavyje. Tekėdamas didžiuoju kraujo apytakos ratu, kraujas aprūpina deguonimi ir kitomis gyvybiškai svarbiomis medžiagomis visus organus, audinius ir ląsteles. Tekėdamas mažuoju kraujo apytakos ratu, kraujas yra prisotinamas deguonies (tuo metu, kai įkvepiame oro), o anglies dioksidas yra iš jo pašalinamas.

Kraujas ima tekėti širdžiai atsipalaidavus tarp dviejų dūžių: teka iš abiejų prieširdžių (dviejų viršutinių širdies ertmių) į skilvelius (dvi apatines širdies

ertmes), šie išsiplečia. Kita fazė vadinama sistoliniu periodu. Jo metu abu skilveliai išstumia kraują į stambiąsias arterijas.

Didysis kraujo apytakos ratas prasideda, kai kairysis skilvelis išpumpuoja deguonies prisotintą kraują į pagrindinę arteriją (aortą). Iš jos kraujas pirmiausia patenka į stambiąsias arterijas, tada į smulkesnes ir galiausiai pasiekia kapiliarų tinklą. Būtent kapiliaruose iš kraujo atpalaiduojamas deguonis, maistinės ir kitos gyvybiškai svarbios medžiagos, o anglies dioksidas ir atliekamos nereikalingos medžiagos surenkamos į kraują. Tada mažai deguonies turintis kraujas surenkamas į venas ir jomis keliauja į dešinįjį prieširdį ir į dešinįjį skilvelį.

Mažasis kraujo apytakos ratas prasideda taip: dešinysis skilvelis išstumia mažai deguonies turintį kraują į plaučių arteriją, kuri šakojasi į vis smulkesnes arterijas ir kapiliarus. Kapiliarai sudaro smulkų tinklą, kuriuo apraizgytos plaučių alveolės (į vynuoges panašios oro pūslelės kvėpavimo takų gale). Būtent čia anglies dioksidas yra atpalaiduojamas ir iš kraujo patenka į orą, esantį plaučių alveolėse, o į kraujotaką tiekiamas šviežias deguonis. Mums iškvėpiant iš organizmo pasišalina anglies dioksidas. Deguonies prisotintas kraujas teka plaučių vena ir per kairįjį prieširdį patenka į kairįjį skilvelį. Su kitu širdies dūžiu vėl prasideda didysis kraujo apytakos ratas.



1 pav. Širdies ir kraujagyslių sistema

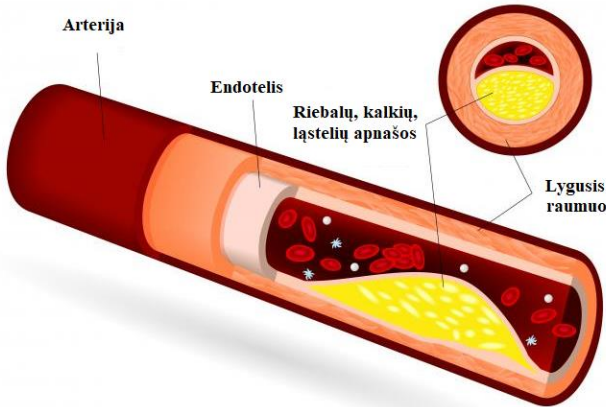
Visas kraujagysles galima suskirstyti į tris dideles grupes: arterijas, kapiliarus ir venas. Kai širdis susitraukia, kraujas iš skilvelių išstumiamas į stambiausias arterijas. Tada jomis tekėdamas pasiekia smulkesnes ir galiausiai pačias smulkiausias jų atšakas, vadinamas arteriolėmis, kurios nusidriekia į organų ir audinių kapiliarų rezginius. Iš kapiliarų kraujas teka į venules, smulkiausias venas, tada į stambiausias venas ir galiausiai patenka į širdį.

2.2. Kraujagyslių ligos

Kraujagyslių ligos – tai kraujagyslių veiklos sutrikimai. Jei liga pažeidžia arteriją, ji vadinama arterine, jei veną – venine.

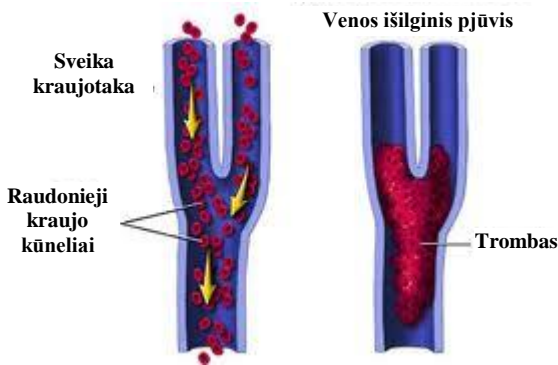
Aterosklerozė. Sergant šia liga ant arterijų vidinių sienelių kaupiasi nuosėdos (2 pav.). Laikui bėgant šios sankaupos ima mažinti arterijų spindį ir trukdyti kraujui deramai tekėti į organus ir įvairias kūno dalis. Negaudami pakankamai deguonies prisotinto kraujo, organai negali tinkamai funkcionuoti. Be to, aplink tokias sankaupas neretai ima formuotis kraujo krešuliai. Pasitaiko, kad sankaupos ar krešulys atskyla ir su krauju yra nunešamas į smulkesnę

arteriją, užkemša ją ir kraujas nebegali ja tekėti. Be to, sankaupos gali trūkti. Tokie kraujagyslių užkimšimai ir sankaupų trūkimai gali sukelti rimtų problemų – širdies smūgi, insultą, o blogiausiu atveju net mirtį.



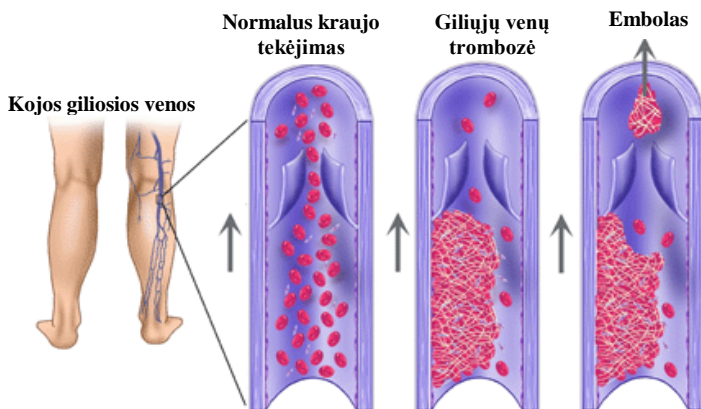
2 pav. Aterosklerozė

Venų trombozė – tai kurioje nors iš venų susidaręs kraujo krešulys (3 pav.). Atsiradęs krešulys veną užkemša ir kraujas negali ja tekėti arba gali krešulį nunešti į bet kurią kūno dalį. Jeigu kraujo krešulys jau kartą buvo susidaręs, yra nemaža rizika, kad susidarys vėl. Kraujo krešulių gali atsirasti tiek rankų, tiek kojų venose, vis dėlto pastarosiose susidaro dažniau. Sunkiausiai atvejais jie gydomi kraują skystinančiais vaistais, kurie vadinami antikoaguliantais. Jie mažina kraujo krešumą iki tam tikro kontroliuojamo lygio, neleidžia krešuliams didėti ir susidaryti naujiems.



3 pav. Venos trombozė

Giliųjų venų trombozė (GVT) – tai kraujo krešulių susidarymas rankų arba kojų gilioiose venose (4 pav.). Jei pažeidžiamos kojos, GVT diagnozuojama, kai krešulys susidaro vienoje iš giliųjų blauzdos ar šlaunies venų, užkemša kraujagyslę ir neleidžia kraujui pratekėti, dėl to venoje didėja spaudimas. Gali pasireikšti vienos arba abiejų kojų skausmas ir tinimas.



4 pav. Giliųjų venų trombozė

Sergant GVT gresia rimta komplikacija, vadinama *plaučių embolija (PE)*. Ji diagnozuojama tuo atveju, jei kai kurie arba visi giliųjų venų trombai atitrūksta nuo savo pirminės buvimo vietos venoje ir per širdį nukeliauja iki plaučių.

2.3. Ultragarso taikymas medicinoje

Tinkamai naudojama ultragarso energija gali būti galinga priemonė norimam biologiniam poveikiui pasiekti. Turint pakankamai etiologijos ir ekspozimetrijos žinių, įmanoma suplanuoti tam tikrą biologinį poveikį gydymo tikslais arba tam tikro poveikio išvengti, kai ultragarsas taikomas diagnostikai. Gydymo atveju ultragarsas gali būti taikomas pageidaujama poveikiui sukelti ne vien tik kaitinimo būdu, bet ir tam tikrais nešiluminiais būdais, tokiais kaip dujinio kūno aktyvinimas, ultragarsu sukelta kavitacija, mechaninis poveikis.

Ultragarsu kaitinimas sukeliamas dėl to, kad biologinis audinys sugeria ultragarso energiją. Taikant ultragarsą diagnostikai, temperatūra pakyla nedaug ir biologinio poveikio tikimybė išlieka labai maža arba išvis nereikšminga, nes griežtai laikomasi naudojimo nurodymų, ribojamas intensyvumas ir dažniausiai ultragarsu veikiama tik labai trumpą laiką. Kita vertus, ultragarsą taikant gydymui, nesufokusuotais spinduliais kaitinama ilgiau arba naudojamas intensyvesnis (negu diagnostikai) sufokusuotas ultragarsas. Pavyzdžiui, fizioterapijos srityje pasitelkus nesufokusuotą kaitinimą stipriai absorbuojantiems audiniams, pvz., kaulams ir sausgyslėms, gydyti galima

paskatinti gijimą nepadarrant nereikalingų sužalojimų. Kita vertus, norint efektyviai atlikti audinių abliaciją, šilumą galima sukcentruoti fokusuojant spindulius tol, kol audinys ima koaguliuoti. Ultragarasinis kaitinimas gali sukelti negrįžtamus audinių pakitimus. Jam būdinga atvirkštinė laiko ir temperatūros priklausomybė. Priklausomai nuo temperatūros gradientų, ultragarso poveikis gali pasireikšti nestipriu įkaitinimu, koaguliacine ar suskystėjimo nekroze, audinių išgarinimu arba visais trimis.

2.4. Kavitacijos procesas

Kavitacija – tai garais užpildytų ir nedidelių ertmių be skysčio (dar vadinamų tuštumomis) susidarymas skystajame kūne. Yra vos keli būdai sukelti kavitaciją.

Akustinė kavitacija – tai burbuliukų susidarymas akustinio ciklo neigiamosios fazės metu, kai skysčio slėgis nukrinta žemiau kritinės ribos. Akustiniam slėgiui pasiekus teigiamą vertę, burbulo didėjimas sulėtėja ir galiausiai jis sprogs.

Stabilią kavitaciją vadinama tokia būseną, kai burbulo didėjimo greitis, esant neigiamam slėgiui, yra lygus subliškimo periodui per teigiamą akustinio ciklo dalį. Vertėtų atkreipti dėmesį į tai, kad stabilių burbulų susidarymui procesas neturi įtakos tuo atveju, kai virpesių sužadinto slėgio laukas išsiplečia daugiau, nei susitraukia po sprogo.

2.5. Trombams skaidyti kraujagyslių viduje skirti pramoniniai aparatai

„Endo Wave“ infuzinė kateterinė sistema. Tai kateteriu nukreipiama trombolizė, atliekama ultragarsu spartinant fibrinolizės procesą (žr. 5 pav.). Šio įrenginio šone yra anga, per kurią kateteriu galima leisti vaistus. Kateteris turi keičiamą ultragarso šerdį, per kurią leidžiamos gydymosi medžiagos ir tuo pat metu perduodama aukšto dažnio, mažos galios ultragarso energija. Ši sistema ypatinga tuo, jog per bangolaidžio ilgį yra sumontuoti trys atskirai veikiančios keitikliai, tam tikrose bangolaidžio vietose sukeliančios virpesius.



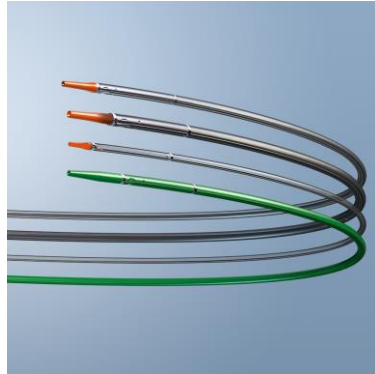
5 pav. „Endo Wave“ infuzinė kateterinė sistema („EKOS Corporation“)

„Cleaner XT“ rotacinė trombektomijos sistema. Ši sistema buvo pristatyta Barselonoje (Ispanija) rengtoje „CIRSE 2016“ konferencijoje (žr. 6 pav.). Ji turi sudvejintą maitinimo elementą, kuris pailgina jos veikimo trukmę ir palaiko sukimo momentą vinguriavimo metu. Sistemoje taip pat yra patobulintos konstrukcijos perdavimo velenas, kuris gerokai padidina galios perdavimą ir sukimo momentą. Įrenginiui išduotas oficialus Maisto ir vaistų administracijos (JAV) leidimas. Sistemą sudaro mažas besisukantis spiralės formos įrenginys, pritaisytas prie kreipiamojo kateterio galo. Naudojant šią sistemą prireikus galima rankiniu būdu švirksčiu per šoninę kateterio jungtį atsiurbti trombą. Įrenginio galas yra gana minkštas, todėl jį galima naudoti kaip kreipiamąją vielą prietaisui įstumti. Sinusoidės pavidalo viela turėtų išsklaidyti kraujo krešulį, nepažeisdama kraujagyslės sienelių. Tačiau sukdamasis įrenginys gali prisiliesti prie sienelių, net jei procedūra atliekama stambiosiose venose ar dializės fistulių aneurizmos srityse. Variklis ir maitinimo blokas yra įtaisyti prietaiso rankenoje. Siūlomi šie du prietaiso modeliai: 6F (9 mm sinusoidė) ir 7F (15 mm sinusoidė), kurie gali būti 65 arba 135 cm ilgio.



6 pav. „Cleaner XT“ rotacinė trombektomijos sistema („Argon Medical Devices“)

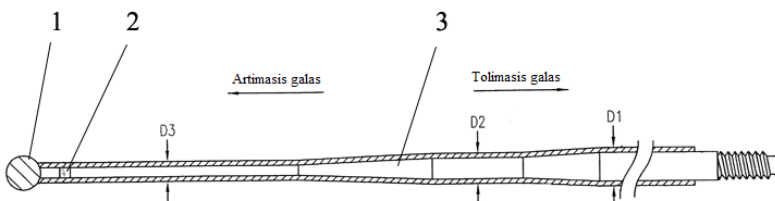
Trombektomijos sistema „AngioJet Ultra“ (žr. 7 pav.). Tai mechaninis trombektomijos prietaisas, skirtas perkutaninei koronarinei intervencijai (angl. PCI) atlikti tiems pacientams, kurie stipriai kenčia nuo trombų. Be to, tai vienintelis Maisto ir vaistų administracijos (JAV) aprobuotas mechaninis trombektomijos prietaisas, skirtas trombams šalinti iš koronarijų arterijų (žr. 7 pav.). Sistema yra skirta kraujotakai mechaniniu būdu atkurti kraujagyslėse, kurias yra užkimšę trombai.



7 pav. Koronarinės trombektomijos sistema („AngioJet™ Ultra“)

2.6. Patentuoti ultragarso įrenginiai, skirti trombams kraujagyslėse skaidyti

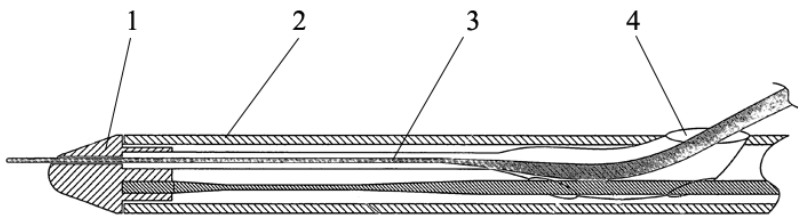
Kreipiamasis ultragarso perdavimo zondas. Tam tikrose vietose angioplastikos ultragarso perdavimo kreipiamojo zondo (vielos) skerspjūvis yra padarytas mažesnis tam, kad jis būtų lankstesnis ir kompensuotų išilginio poslinkio sumažėjimą, kurį nulemia akustiniai nuostoliai išilgai kreipiamojo zondo. Kreipiamojo zondo šerdis yra pagaminta iš ultragarsą perduodančios medžiagos. Taip pat kreipiamasis zondas išorėje yra apvilktas nemetaliniu šarvu – šis dengia pailgo koto darbinę dalį (žr. 8 pav.). Išorinis šarvas yra suformuotas iš susitraukiančio vamzdelio. Artimasis galas turi sriegį, kuris suprojektuotas taip, kad būtų galima prijungti prie ultragarso keitiklio sujungimo įtaiso. Tolimasis galas yra lygus ir ant paties galiuko yra užmautas rutuliukas, kad ultragarsu atliekant procedūras nebūtų pažeidžiami biologiniai audiniai. Viename iš modelių šis kreipiamasis zondas būna pagamintas iš nerūdijančio plieno, kitame – bent iš dalies iš superelastingo metalų lydinio ir vienu atveju – bent iš dalies iš formą įsimenančio lydinio, kuris būdamas martensitinės būsenos pasižymi superelastingumu. Populiariausias modelis – su kreipiamuoju zondų, pagamintu iš nikelio ir titano lydinio.



8 pav. Kreipiamasis ultragarso perdavimo zondas: 1 – veikiančioji dalis; 2 – pozicijos žymeklis; 3 – bangolaidis

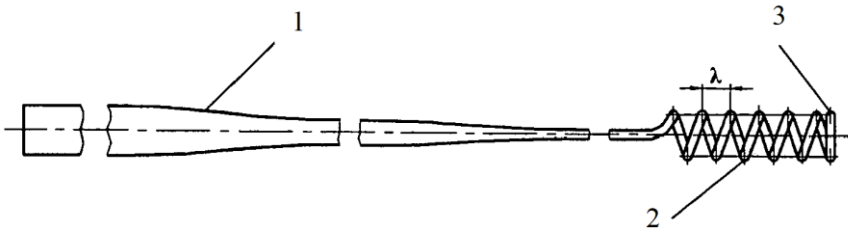
Vairuojamasis ultragarso kateteris. Įrenginiai su ultragarso kateteriais ir atitinkami jų naudojimo metodai užtikrina labai efektyvų kraujagyslių kamščių pašalinimą. Tokie įrenginiai paprastai turi pailgą lankstų kateterio korpusą su viena ar daugiau ertmių, ultragarso perdavimo nari, išdėstytą išilgai kateterio korpuso ertmės ir galvutę, įtaisytą kateterio korpuso tolimajame gale, sujungtą su perdavimo nariu, skirtą kraujagyslių kamščiams suardyti (žr. 9 pav.).

Pažangesni ultragarsiniai kateteriai paprastai turi korpusus ir ultragarso perdavimo narius, kurių tolimasis galas padarytas kur kas lankstesnis, o kreipiamųjų zondų vamzdeliai turi numatytą kreipiamojo zondo ir ultragarso perdavimo nario sąlyčio galimybę, taip pat galvutes tolimajame gale ir patobulintas kreipiamojo zondo ertmes, pasukamą artimojo galo korpusą – visa tai padeda efektyviau suardyti kraujagysles užkimšusias kliūtis.



9 pav. Vairuojamasis ultragarso kateteris: 1 – vedlys; 2 – kateterio sienelė; 3 – bangolaidis; 4 – skylė bangolaidžiui įkišti

Ultragarso bangolaidžio zondas vidiniam kraujagyslių valymui. Siekiant padidinti kraujagyslių valymo efektyvumą ir patikimumą, šiam tikslui naudojamas ultragarso bangolaidžio zondas, kurį sudaro metalinė viela, turinti nusmailintą lankstų skerspjūvį ir darbinę dalį, prijungiamą prie tolimojo galo. Zondas (viela) pagamintas iš lanksčios medžiagos. Tolimasis zondo galas kartu yra ir spiralės formos darbinė dalis. Jos ilgis yra ne mažesnis kaip $\frac{1}{4} \lambda$ (λ yra bangolaidžio zondo ultragarsinių išilginių virpesių bangos ilgis). Spiralės vijos žingsnis – ne didesnis kaip 0,5 mm. Spiralės galas sudaro uždara žiedo formos grandinę, nes spiralės paskutinės vijos galas yra sujungiamas su paskutinės vijos pradžia. Paskutinės vijos galas per visą vidinį spiralės ilgį bendroju elementu ir korpusu yra sujungtas su spiralės pirmosios vijos pradžia. Taip spiralė sudaro savotišką vamzdelį, kurio sienelės yra sulankstytos zigzagu. Šio zigzago paskutinės vijos galas yra sujungtas su paskutinės zigzago vijos pradžia.



10 pav. Ultragarso bangolaidžio zondas vidiniam kraujagyslių valymui: 1 – bangolaidis; 2 – spyruoklė bangolaidžio gale; 3 – bangolaidžio galo taškas

Lankstų bangolaidį prakišus pro darbinės dalies vidinę ertmę, o darbinę dalį įkišus į arteriją, bangolaidis gali lankstyti visomis kryptimis (žr. 10 pav.). Be to, visos spiralės formos dalies jungtys yra pagamintos mechaninio vijimo ir (arba) taškinio suvirinimo būdu.

2.7. Tikslų užsibrėžimas ir uždavinių suformulavimas

Atlikus išsamią literatūros, rinkoje veikiančių įtaisų ir patentinės informacijos analizę, išryškėjo poreikis sukurti naujovišką kraujagyslių valymo prietaisą, kuris pasižymėtų šiomis savybėmis: a) veiktų invaziniu būdu, nes jis laikomas efektyviausiu; b) gebėtų perduoti reikiamą vaistų kiekį į pasirinktą kraujagyslės valymo vietą; c) tuo pat metu galėtų iškart išsiurbti suardyto kraujo krešulio atplaišas; d) užtikrintų adekvatų prietaiso judėjimą pirmyn (z ašies kryptimi).

3. Bangolaidžio konstrukcija ir modeliavimas

Rengiant disertaciją buvo sukonstruoti du skirtingi ultragarsiniai kraujagyslių valymo įrenginiai. Jie veikia tame pačiame dažnių diapazone (15–30 kHz) ir atlieka panašią pirminę funkciją (kraujagyslių rekanalizacijos), tačiau radikaliai skiriasi savo konstrukcija ir pagalbinio funkcionalumu. Toliau aprašomos abiejų bangolaidžių konstrukcijos.

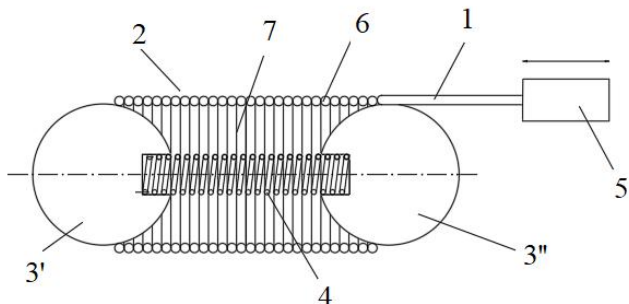
3.1. Ultragarso vidinio kraujagyslių valymo įrenginys

Sukurtas ultragarso vidinio kraujagyslių valymo įrenginys priskiriamas medicinos sričiai ir gali būti naudojamas kraujagyslių vidinėms sienelėms valyti pasitelkiant medikamentus ir sienelių paviršiuje susidariusioms apnašoms atsuirbti.

Ultragarso kraujagyslių valymo sistemą sudaro ultragarso šaltinis, t. y. aukštojo dažnio generatorius su pjezoelektriniu keitikliu, taip pat nuosekliai prijungtas mechaninių virpesių koncentratorius, metalinės vielos bangolaidis,

kurio laisvasis galas yra spiralės formos, pagaminti iš vientisos ir tos pačios didelio elastingumo medžiagos, pavyzdžiui, nerūdijančio plieno, nikelio, titano ar jų lydiniių.

Ultragarsinis mikrosiurblys-dozatorius, skirtas skysčiams tiekti ir dozuoti, yra sudarytas iš cilindrinio korpuso, kurio viduje įdėtas kūginis spiralės formos elementas, ir virpesių sužadavimo generatoriaus, t. y. pjezokeraminio žiedo, užmauto ant cilindrinio korpuso. Korpuso vidus yra pripildytas skysčio.



11 pav. Ultragarsinis tūrinis dozatorius: 1 – bangolaidis; 2 – darbinė dalis; 3 – sferos; 4 – spyruoklė; 5 – ultragarso generatorius; 6 – spiralės vijos; 7 – uždara ertmė

Ultragarsinis vidinio kraujagyslių valymo įrenginys nuo savo pirmtakų skiriasi:

1. Ultragarsinio vidinio kraujagyslių valymo įrenginio laisvasis galas yra susuktas į spiralę, todėl bangolaidžio darbinės dalies vidinė erdvė papildomai yra apribota dviem sferomis, sujungtomis spyruokle. Taip suformuota uždara ertmė, apribota spiralės formos darbinės dalies apvijomis ir dviem sferomis.

2. Ultragarsinis vidinio kraujagyslių valymo įrenginys pagal 1 punktą išsiskiria tuo, kad jam veikiant bangolaidžio darbinės dalies uždaroje ertmėje susidaro vakuumas.

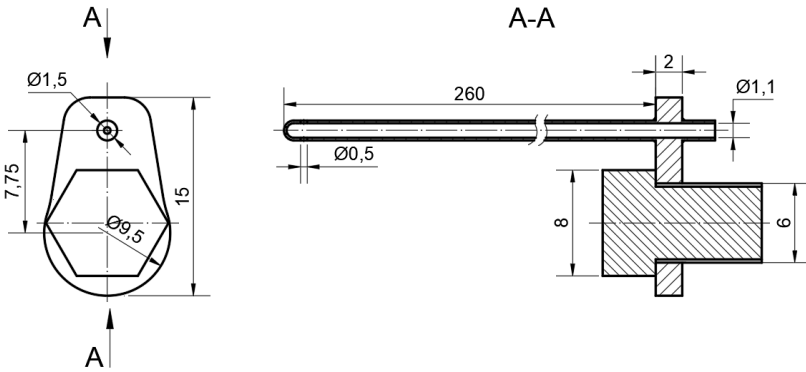
Technologiniai iššūkiai

Nurodyto išradimo naudojimą riboja (tiksliau, mažina patikimumą) gana sudėtinga 4 elemento (tvirtinimo auselės) konstrukcija. Reikia itin tiksliai suvirinti vamzdelį (1) ir auselę, kitaip gali ne tik nukentėti patikimumas, bet ir būti apsunkinamas aukštadažnių virpesių perdavimas iš generatoriaus į pažeistą žmogaus organizmo vietą.

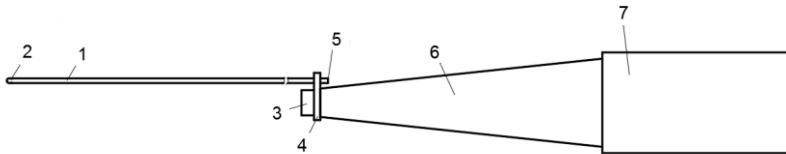
3.2. Vamzdelio formos bangolaidis

Vamzdelio formos ultragarsinis bangolaidis su angomis darbiniam gale buvo pasiūlytas kaip alternatyva kai kuriems šiuo metu patentuotiems

intervencinio trombozės gydymo sprendimams. Naujo bangolaidžio schemas yra pateiktos 12 ir 13 pav.



12 pav. Ultragarsinis kraujagyslių valymo įrenginys (skersinis ir išilginis pjūviai)



13 pav. Ultragarinė kraujagyslių valymo sistema: 1 – vamzdelio formos bangolaidis; 2 – anga bangolaidžio gale; 3 – tvirtinimo varžtas; 4 – auselė; 5 – įleidimo anga; 6 – koncentratorius; 7 – keitiklis

Šis 260 mm ilgio ir 1,5 mm skersmens bangolaidis laikomas intervenciniu medicinos prietaisu. Juo galima valyti vidines kraujagyslių sienes. Taip pat jį galima naudoti kaip įrankį trombams ardyti ir kartu išsiurbti suardyto kraujo krešulio liekanoms ir atplaišoms.

Tinkamą vaistų tiekimą į pažeidimo vietą kraujagyslėje užtikrina unikali bangolaidžio konstrukcija. Speciali auselė yra suprojektuota tam, kad prietaisą būtų galima sujungti su koncentratoriumi, kuris yra atskirtas nuo vamzdelio, skirto vaistams leisti. Prietaiso sandara detalai pavaizduota 12 pav. Įleidimo angos skersmuo yra 1,1 mm.

Tokios konstrukcijos bangolaidžiu galima suardyti kraujo krešulį ne tik mechaniškai, bet ir per įleidimo angą leidžiamo fiziologinio tirpalo srautu (13 pav., 5).

Bangolaidžio matmenys pasirinkti pagal apatinių žmogaus galūnių arterijų standartinį skersmenį. Tam, kad prietaisą pagal numatytą paskirtį būtų galima naudoti pakinklinėse arterijose, pasirinktas 1,5 mm bangolaidžio skersmuo. Kaip buvo pasirinkti kiti matmenys, išsamiai aprašyta prašyme išduoti Europos

patentą „Vamzdelio formos ultragarsinis bangolaidis vidiniam kraujagyslių valymui“.

Prietaiso naujumas

1. Ultragarsinis vidinio kraujagyslių valymo įrenginys, sudarytas iš specialios formos bangolaidžio, kurio gale yra išgręžtos angos, nuo kitų skiriasi tuo, kad bangolaidžio darbinė dalis yra tuščiaavidurė ir turi reikiamo skysčio tiekimo angą.

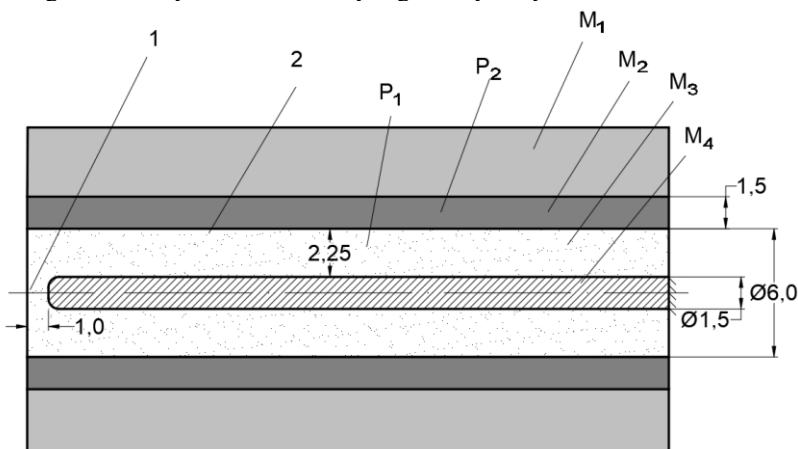
2. Ultragarsiniu vidinio kraujagyslių valymo įrenginiu į pažeistos kraujagyslės vietą per atvirą bangolaidžio dalį galima tiekti neribotą kiekį medikamentų.

3. Ultragarsiniu vidinio kraujagyslių valymo įrenginiu sklindantys aukštadažniai virpesiai aplenkia vietą, per kurią yra tiekiami medikamentai arba fiziologinis skystis. Iš koncentratoriaus į reikiamą kraujagyslės vietą virpesiai sklinda per atskirą tvirtinimo elementą su varžtu.

4. Ultragarsinis vidinio kraujagyslių valymo įrenginys suteikia galimybę kavitacijos procesą (ardantį aplinkinius audinius ir sukeltą aukštą temperatūrą) vykdyti ne paciento kraujyje, o iš išorės tuo metu tiekiamame specialiaame skystyje.

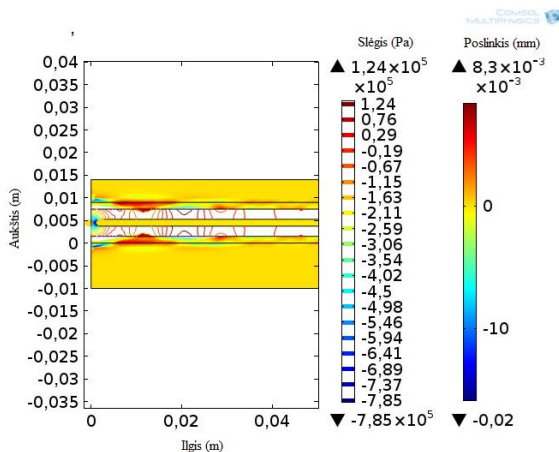
3.3. Bangolaidžio veikimo skystoje terpėje modeliavimas

Norint suprasti bangolaidžio veikimą, būtina išsiaiškinti, kaip jis sąveikauja su aplinka skystoje (natūralioje) terpėje. Bangolaidžio modelio veikimo žmogaus kraujagyslėje, pripildytoje kraujo, patikrinimas leidžia suprasti gyvųjų žmogaus audinių ir sukonstruoto įrenginio sąveiką.



14 pav. Supaprastintas bangolaidžio, veikiančio žmogaus kraujagyslėje, pripildytoje kraujo, modelis: M_1 – žmogaus raumuo; M_2 – kraujagyslės sienelė; M_3 – kraujas; M_4 –

nerūdijantis plienas; 1 taškas – slėgio matavimo taškas, esantis per 1 mm nuo bangolaidžio galo; 2 taškas – slėgio matavimo taškas ant kraujagyslės sienelės, esantis per 2,25 mm nuo bangolaidžio krašto; P_1 – slėgis kraujagyslės viduje; P_2 – slėgis kraujagyslės sienelės viduje

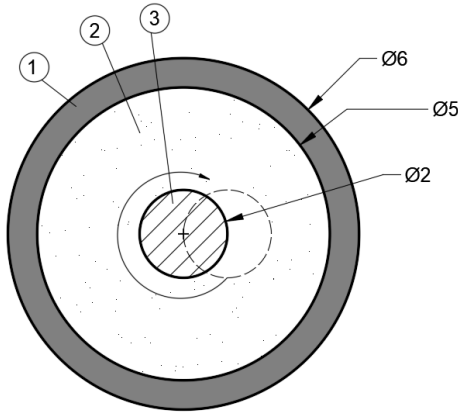


15 pav. Slėgio laukų intensyvumas, kai bangolaidis yra labiausiai išstypęs frontaliaja kryptimi. Kairysis stulpelis rodo slėgį (Pa), o dešinysis – poslinkį (mm)

Supaprastinto bangolaidžio, veikiančio žmogaus kraujagyslėje, pripildytoje kraujo, modeliavimas BEM parodė, jog tinkamiausias operavimo dažnis (toks, kuriam esant bangolaidžio poslinkis frontaliaja kryptimi yra didžiausias) yra 24,97 kHz. Dirbdamas šiuo režimu bangolaidžio galiukas z ašimi pasislenka per 8,3 μm .

4. Teorinis vamzdelio formos bangolaidžio tyrimas

Rengiant disertaciją buvo matematiškai modeliuojamas trečiajame skyriuje aprašytas vamzdelio formos bangolaidis ir jo sąveika su darbine aplinka. Norint geriau suprasti hidrodinamikos procesus, modeliuojant neįvertinta tai, kad bangolaidis įprastai veikia antrame vamzdelyje – kateteryje, kuris apsaugo kraujagyslę nuo per visą bangolaidį kas tam tikrą ilgį pasiskirsčiusių bangolaidžio pūpsnių neigiamo poveikio (eksperimentiškai pūpsniai ir mazgai nustatyti penktame skyriuje). Taip pat supaprastinant matematinį modelį buvo priimta prielaida, kad veikdamas bangolaidžio galiuko galas juda apskritimu, o ne elipse. Bangolaidžio galiuko poslinkiai parinkti pagal antrajame skyriuje aprašyto matematinio modeliavimo rezultatus.



16 pav. Uždavinių įvesties modelio duomenys: 1 – kraujagyslės sienelė, 2 – skysta terpė (kraujas), 3 – apskritimu judantis bangolaidžio galas

4.1. Kavėnų aprašymas

Kavėna prie vamzdelio išreiškiama kaip greičių skirtumas:

$$v_{rs}(r_o) - b\omega \sin \theta \cos \frac{2\pi z}{\lambda_z} = b\omega G^*(\theta) \cos \frac{2\pi z}{\lambda_z}, \quad (1)$$

kai $\mathcal{G}^* - \lambda^* \leq \theta \leq \mathcal{G}^* + \lambda^*$ ir $v_{rs}(r_o) - b\omega \sin \theta \cos \frac{2\pi z}{\lambda_z} = 0$, visiems kitiems θ .

Pažymimas redukuotasis greitis:

$$\tilde{v}_{rs} = \frac{v_{rs}}{b\omega \cos \frac{2\pi z}{\lambda_z}}, \quad (2)$$

tada

$$\begin{cases} \tilde{v}_{rs}^*(r_o) - \sin \theta = G^*(\theta), & \mathcal{G}^* - \lambda^* \leq \theta \leq \mathcal{G}^* + \lambda^*, \\ \tilde{v}_{rs}^*(r_o) - \sin \theta = 0, & \theta < \mathcal{G}^* - \lambda^*; \theta > \mathcal{G}^* + \lambda^*; \end{cases} \quad (3)$$

čia λ^* – vamzdelio kavėnos centro kampas; $2\mathcal{G}^*$ – vamzdelio kavėnos kampinis plotis.

Panašiai išreiškiamas redukuotasis audinio greitis:

$$\tilde{v}_{ra} = \frac{v_{ra}}{b\omega \cos \frac{2\pi z}{\lambda_z}}, \quad (4)$$

ir audinio kavėna:

$$\begin{cases} \tilde{v}_{ra} - \tilde{v}_{rs} = G(\theta), & \vartheta - \lambda \leq \theta \leq \vartheta + \lambda, \\ \tilde{v}_{ra} - \tilde{v}_{rs} = 0, & \theta < \vartheta - \lambda; \theta > \vartheta + \lambda. \end{cases} \quad (5)$$

Iš (3) ir (5) lygčių galima matyti, kad kavernų funkcijos $G(\theta)$ ir $G^*(\theta)$ išreiškiamos analogiškai, todėl toliau skaičiuojant išreiškiama tik audinio kaverna $G(\theta)$, o vamzdelio kaverna pateikiama taip pat, bet prirašant žvaigždutę.

Jei $G(\theta)$ yra integruojama periodinė funkcija intervale $[\vartheta - \lambda, \vartheta + \lambda]$, tai galima išreikšti:

$$G(\theta) = e_o + \sum_{j=1}^{\infty} (g_j \sin j\theta + e_j \cos j\theta); \quad (6)$$

kur g_j, e_j yra realieji skaičiai. Norint taikyti kraštines sąlygas, (6) funkciją reikia pergrupuoti į periodinę funkciją visame intervale $[-\pi, +\pi]$:

$$\tilde{v}_{ra} - \tilde{v}_{rs} = f(\theta), \quad -\pi < \theta \leq +\pi, \quad (7)$$

$$f(\theta) = \frac{a_o}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos n\theta + b_n \sin n\theta), \quad (8)$$

kur Furjė eilutės koeficientai:

$$\begin{cases} \pi a_n = \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \cos nx dx = \int_{\vartheta-\lambda}^{\vartheta+\lambda} G(x) \cos nx dx, \\ \pi b_n = \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \sin nx dx = \int_{\vartheta-\lambda}^{\vartheta+\lambda} G(x) \sin nx dx. \end{cases} \quad (9)$$

Įrašius (6) išraišką į (9), gaunama:

$$\pi a_n = \sum_{j=1}^{\infty} g_j h_{ajn} + \sum_{j=1}^{\infty} e_j q_{ajn}, \quad n = 0, 1, 2, \dots \quad (10)$$

Čia:

$$h_{ajn} = \frac{\sin(j+n)\vartheta \sin(j+n)\lambda}{j+n} + \frac{\sin(j-n)\vartheta \sin(j-n)\lambda}{j-n} -$$

$$- 2 \frac{\cos n\vartheta \sin n\lambda}{n} \cdot \frac{\sin j\vartheta \sin j\lambda}{j\lambda}, \quad j \neq n,$$

$$h_{ann} = \sin 2n\vartheta \frac{\sin n\lambda}{n} \left(\cos n\lambda - \frac{\sin n\lambda}{n\lambda} \right), \quad j = n,$$

$$q_{ajn} = \frac{\cos(j+n)\vartheta \sin(j+n)\lambda}{j+n} + \frac{\cos(j-n)\vartheta \sin(j-n)\lambda}{j-n} -$$

$$- 2 \frac{\cos n\vartheta \sin n\lambda}{n} \cdot \frac{\cos j\vartheta \sin j\lambda}{j\lambda}, \quad j \neq n,$$

$$q_{am} = \lambda + \frac{\cos 2n\vartheta \sin 2n\lambda}{2n} - 2 \frac{\cos^2 n\vartheta \sin^2 n\lambda}{n^2 \lambda}, \quad j = n.$$

Antroji (9) sistemos lygtis, įrašius funkciją $G(x)$, leidžia apskaičiuoti kitus Furjė koeficientus:

$$\pi b_n = \sum_{j=1}^{\infty} g_j h_{bjn} + \sum_{j=1}^{\infty} e_j q_{bjn}, \quad n = 1, 2, \dots \quad (11)$$

Čia pažymėta

$$h_{bjn} = \frac{\cos(j-n)\vartheta \sin(j-n)\lambda}{j-n} - \frac{\cos(j+n)\vartheta \sin(j+n)\lambda}{j+n} - 2 \frac{\sin n\vartheta \sin n\lambda}{n} \cdot \frac{\sin j\vartheta \sin j\lambda}{j\lambda}, \quad j \neq n,$$

$$h_{bnn} = \lambda - \frac{\cos 2n\vartheta \sin 2n\lambda}{2n} - 2 \frac{\sin^2 n\vartheta \sin^2 n\lambda}{n^2 \lambda}, \quad j = n,$$

$$q_{bjn} = \frac{\sin(j+n)\vartheta \sin(j+n)\lambda}{j+n} - \frac{\sin(j-n)\vartheta \sin(j-n)\lambda}{j-n} - 2 \frac{\sin n\vartheta \sin n\lambda}{n} \cdot \frac{\cos j\vartheta \sin j\lambda}{j\lambda}, \quad j \neq n,$$

$$q_{bnn} = \sin 2n\vartheta \frac{\sin n\lambda}{n} \left(\cos n\lambda - \frac{\sin n\lambda}{n\lambda} \right), \quad j = n.$$

Jei kavernos padėtis ir ilgis, t. y. skaičiai ϑ ir λ , yra parinkti, tai h_{ajn} , q_{ajn} , h_{bjn} , q_{bjn} yra žinomi skaičiai.

Kai $n = 0$, iš (10) lygčių sistemos galima gauti:

$$\pi a_o = e_o + \sum_{j=1}^{\infty} \sin j\lambda \frac{g_j \sin j\vartheta + e_j \cos j\vartheta}{j\lambda}. \quad (12)$$

Visos šios formulės gali būti taikomos ir vamzdelio kavernai įrašant ϑ^* ir λ^* vietoje ϑ ir λ .

4.2. Kavernų poslinkiai

Buvo aprašytos periodinės argumento $(n\theta + \omega t)$ funkcijos. Toks argumentas rodo, kad, kampui θ pasikeitus 2π arba laikui dydžiu $T = 2\pi/\omega$, visos funkcijos lieka tokios pačios. Taigi galima teigti, kad stacionarusis sprendinys tartum sukasi apie z ašį nesikeisdamas.

Skaičiuojant kavernas, tyrimams supaprastinti buvo įrašyta $t = 0$ ir gautas momentinis kavernos vaizdas (6), kuriame turi būti $e_o = 0$. Kadangi kaverna

sukasi tuo pačiu kampiniu greičiu kaip ir visas stacionarusis sprendinys, tai kavernos judėjimo dėsnį (6) galima apibendrinti taip:

$$G_r(\theta, t) = \sum_{j=1}^{\infty} g_j \sin(j\theta + \omega t) + \sum_{j=1}^{\infty} e_j \cos(j\theta + \omega t). \quad (13)$$

Čia įrašyta $e_0 = 0$. Kai $r = r_1$, greičiai yra

$$\tilde{v}_{ra} - \tilde{v}_{rs} = G_r(\theta, t), \quad \vartheta - \lambda \leq \theta \leq \vartheta + \lambda. \quad (14)$$

Integruojant (13) ir (14) išraiškas pagal laiką gaunami redukuotieji audinio ir skysčio poslinkiai:

$$\tilde{\xi}_{ra} - \tilde{\xi}_{rs} = \frac{1}{\omega} \sum_{n=1}^{\infty} e_n \sin(n\theta + \omega t) - \frac{1}{\omega} \sum_{n=1}^{\infty} g_n \cos(n\theta + \omega t) + \frac{c_{\xi}}{\omega}; \quad (15)$$

čia c_{ξ} yra konstanta, galinti būti kampo θ funkcija. Kaip matyti iš (4) išraiškos, tikruosius poslinkius galima pateikti taip:

$$\xi_{ra} - \xi_{rs} = \left[\sum_{n=1}^{\infty} e_n \sin(n\theta + \omega t) - \sum_{n=1}^{\infty} g_n \cos(n\theta + \omega t) + c_{\xi} \right] b \cos \frac{2\pi z}{\lambda_z}; \quad (16)$$

čia b – vamzdelio slenkamojo poslinkio amplitudė. Įrašius $t = 0$, nustatomas kavernos pavidalas, kai $\vartheta - \lambda \leq \theta \leq \vartheta + \lambda$:

$$\xi_{as} = \left(c_{\xi} + \sum_{n=1}^{\infty} e_n \sin n\theta - \sum_{n=1}^{\infty} g_n \cos n\theta \right) b \cos \frac{2\pi z}{\lambda_z}. \quad (17)$$

Taip pat aprašoma vamzdelio kaverna:

$$\xi_{sv} = \left(c_{\xi}^* + \sum_{n=1}^{\infty} e_n^* \sin n\theta - \sum_{n=1}^{\infty} g_n^* \cos n\theta \right) b \cos \frac{2\pi z}{\lambda_z}. \quad (18)$$

Konstantoms c_{ξ} , c_{ξ}^* nustatyti reikia papildomų fizinių duomenų, kurie turėtų būti susiję su slėgiu ir dujų tėkme kavernoje.

Kadangi $\lambda \neq 0$, nes tai reikštų, kad kavernos nėra, ir $\lambda \neq \pi$, nes tokiu atveju kaverna būtų aplink visą θ perimetrą, tai, norint gauti $e_0 = 0$, turi būti:

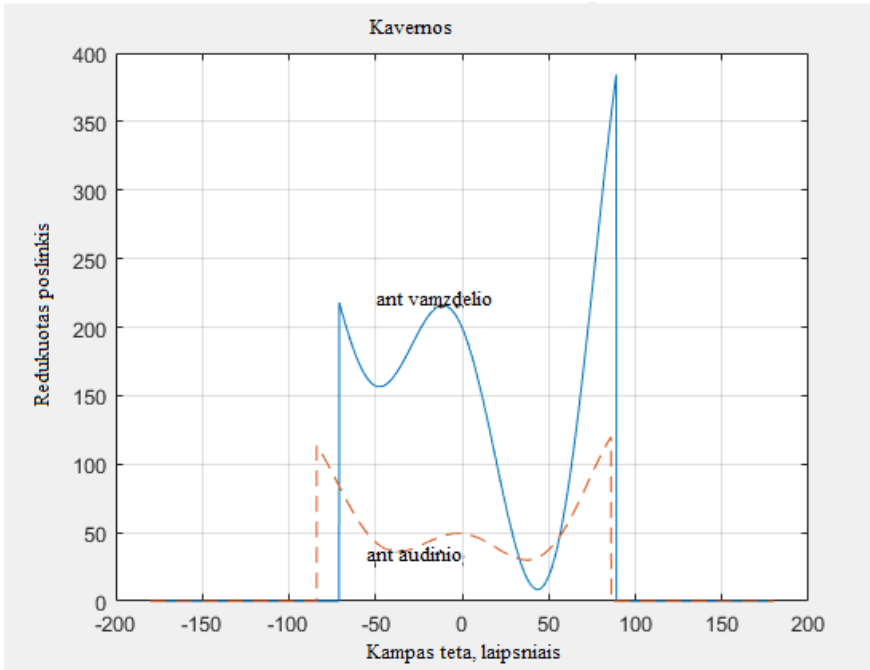
$$g_n \sin n\vartheta + e_n \cos n\vartheta = 0, \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (19)$$

Jei $\cos n\vartheta \neq 0$ ir $\cos n\vartheta^* \neq 0$, esant visiems $n = 1, 2, 3, \dots, N$, tai iš (19) lygties galima išreikšti $e_n = -g_n \tan n\vartheta$, $e_n^* = -g_n^* \tan n\vartheta$. Jei $\sin n\vartheta \neq 0$ ir $\sin n\vartheta^* \neq 0$, $n = 1, 2, 3, \dots, N$, tai galima išreikšti g_n, g_n^* ir gauti lygtis tik su nežinomaisiais e_n, e_n^* . Tačiau visada lieka tikimybė, kad kuris nors daugiklis $\tan n\vartheta, \tan n\vartheta^*$ (arba $1/\tan n\vartheta, 1/\tan n\vartheta^*$) bus be galo didelis ir stabdys skaičiavimą:

$$g_n \sin n\vartheta + e_n^* \cos n\vartheta = 0, \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (20)$$

Gaunama $4N$ tiesinių lygčių sistema su $4N$ nežinomųjų g_n, e_n, g_n^*, e_n^* .

Darant prielaidą dėl kavernų egzistavimo, koreguotos kraštinės sąlygos, bet palikta ta pati slėgių lygtis. Ši lygtis turėtų būti šiek tiek keičiama atsižvelgiant į kavernų dujų dinamikos sprendinį.

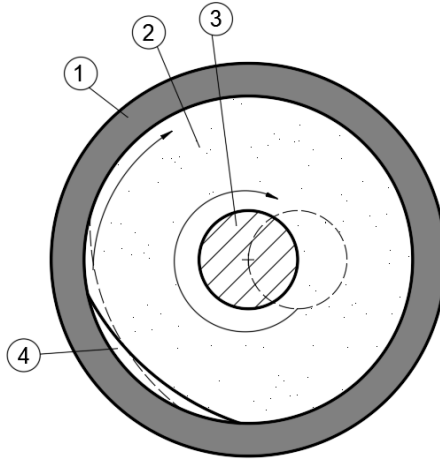


17 pav. Kavernų susidarymas (vamzdelio – ištiesine linija, audinio – punktyrine)

Abi kavernos, vamzdelio ir audinio, išreiškiamos bendra lygčių sistema. Taigi jos abi priklauso viena nuo kitos ir negali būti tiriamos atskirai po vieną.

4.3. Kavernos dydžio skaičiavimas

Modeliavimo uždavinio sprendimas parodė, kad, veikiant ultragarsinei sistemai, šalia kraujagyslės sienelės susidaro išretintų dujų kišenė, vadinama kaverna. Tolesniame skyriuje skaičiuojamas jos plotis.



18 pav. Kavernos susidarymas: 1 – kraujagyslės sienelė, 2 – kaverna, 3 – skysta aplinka (kraujas), 4 – bangolaidžio galiukas

Galima apskaičiuoti kraštinio sluoksnio storį, kai paviršius virpa dažniu savoje plokštumoje:

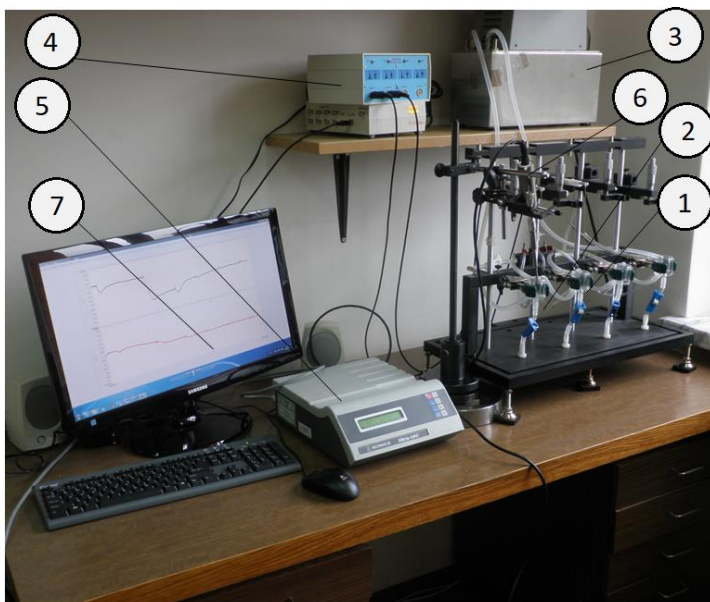
$$\delta = \sqrt{\frac{\nu}{\omega}} = \sqrt{\frac{0,73 \cdot 10^{-2}}{13,7 \cdot 10^4}} = 0,23 \cdot 10^{-3} \text{ cm} = 2,3 \text{ } \mu\text{m};$$

čia įrašytas vandens klampumas $\nu = 0,73 \cdot 10^{-2} \text{ cm}^2/\text{s}$, kai temperatūra $35 \text{ }^\circ\text{C}$.
Virpesių dažnis $\omega = 13,7 \cdot 10^4 \text{ rad/s}$.

5. Eksperimentiniai tyrimai

5.1. Vamzdelio formos ultragarsinio bangolaidžio sistemos poveikio žmogaus kraujagyslėms eksperimentinis tyrimas

Eksperimentai buvo atlikti su izoliuotų žmogaus krūtinės ąstos arterijų mėginiais. Kraujagyslių mėginiai buvo paimti iš 152 pacientų. Jų amžius vidurkis buvo $67,3 \pm 9,6$ metų. Moterys sudarė 30,7 proc. visų tyrimo dalyvių.



19 pav. Kraujagyslių mėginių apdorojimo ultragarsu eksperimento schema: 1 – audinių ir organų vonelių sistema; 2 – audinių vonelės; 3 – išankstinio pašildymo sistema (termostatas); 4 – tiltinis stiprintuvas L-BRAM4; 5 – ultragarsinis procesorius VCX130PB; 6 – pjezoelektrinis keitiklis ir zondas; 7 – kompiuterio monitorius

Per pirmąją eksperimentų seriją buvo tiriami arterijų žiedų izometrinio susitraukimo ir atsipalaidavimo poveikiai, kai susitraukimas buvo sužadinas fenilefrinu praėjus 0, 10 ir 20 min. po jų veikimo 10 sek. ultragarsiniais impulsais. Visuose šiame skyriuje aprašomuose eksperimentuose buvo naudojamas 10^{-4} M koncentracijos fenilefrino tirpalas. Fenilefrinas yra vazokonstriktorius, t. y. jis prisijungia prie α_1 -adrenoreptorių, esančių sarkolemos paviršiuje, ir suaktyvina enzimo fosfolipazę C, kuri yra atsakinga už inozitolio 1,4,5-trifosfato (IP_3) sintezę.

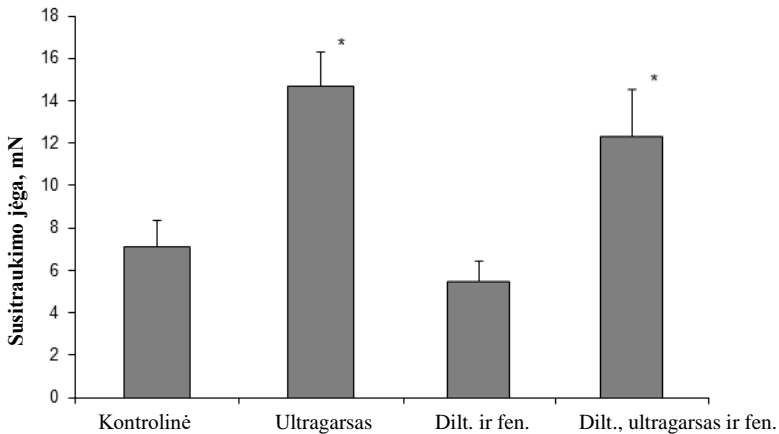
Ultragarso poveikis endotelio arba kraujagyslių žieduose esančių lėtojo tipo (L-tipo) kalcio kanalų funkcionavimui buvo įvertintas tiriant atsipalaidavimo reakciją, sukeltą muskarininių acetylcholino receptorių agonistu karchacholu ir lėtųjų kalcio kanalų inhibitoriumi diltiazemu. Fenilefrinu sužadintam izometriniam susitraukimui nusistovėjus ir pasiekus stabilią būseną, į tirpalą buvo sudėtos prieš tai minėtos medžiagos, laikantis kaupimosi ir koncentracijos principo. Medžiagų dozės buvo 10^{-7} – 10^{-4} M. Užregistruotas laiko tarpas, kurį buvo naudojama jėga. Atsipalaidavimo ir izometrinio susitraukimo jėgos buvo išreikštos procentais ir miliniutonais (mN) atitinkamai nuo vazokonstriktoriaus sužadinto išankstinio susitraukimo.

Vėliau buvo atlikta serija eksperimentų. Siekiant išsiaiškinti, ar lėtųjų kalcio kanalų blokavimas keičia ultragarso daromą poveikį kraujagyslių segmentų susitraukimo jėgai, tiriamieji mėginiai buvo pirmiausia apdoroti diltiazemu vadovaujantis šia schema: iš pradžių žiedai buvo 30 min. pamerkti į fiziologinį (*Tyrode*) tirpalą, kad nusistovėtų ir pasiektų pusiausvyros būseną, paskui į vonelę buvo įpilta 50 μM koncentracijos diltiazemo ir tada žiedai po 20 min. buvo veikiami ultragarsu.

Kontrolinių grupių kraujagyslių mėginiai buvo paimti iš tų pačių pacientų, kaip ir eksperimentinėse grupėse, o visi matavimai ir vertinimas buvo atliekami kartu.

Rezultatai

Toliau išsamiai aprašomas ultragarso spinduliuotės poveikis žmonių izoliuotų torakalinių mėginių susitraukimo jėgai.

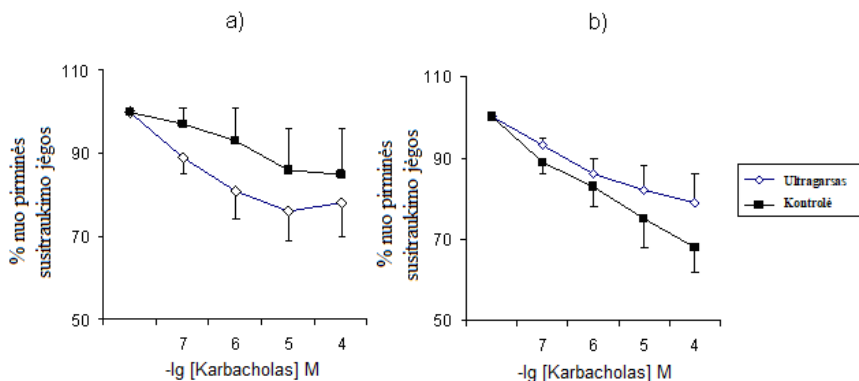


20 pav. 10 sek. trukmės veikimo ultragarsu naudojant diltiazemą ir nenaudojant jo įtaka žmogaus izoliuotų *a. thoracica* žiedų ($n = 20$) susitraukimo jėgai žiedai iš anksto buvo priversti susitraukti veikiant fenilefrinu (10^{-4} M) praėjus 10 min. nuo veikimo ultragarsu pradžios; n – arterijų mėginių skaičius; * $p < 0,01$. Rezultatai išreikšti kaip vidurkiai su standartine paklaida

Iš 20 pav. pateiktų rezultatų matyti, kad susitraukimo jėga reikšmingai didesnė grupėje, kuri buvo veikiamą ultragarsu (51,6 proc., $p < 0,01$). Ši grupė buvo stimuliuojama ultragarso impulsais 10 sek. ir buvo veikiamą vazokonstriktoriumi fenilefrinu (F, 10^{-4} M) praėjus 10 min. po veikimo impulsais.

Toliau išsamiai aprašomas ultragarso spinduliuotės poveikis kraujagyslių lygiųjų raumenų atsipalaidavimui, sukeltam karbacholu ir diltiazemu.

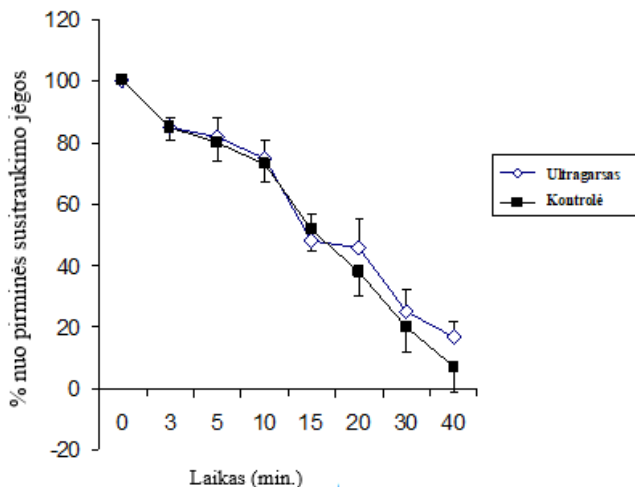
Tyrimais buvo nustatyta, kad ultragarsu stimuliuotų kraujagyslių atsipalaidavimas (kaip reakcija į karbacholą) nėra visiškai aiškus ir nepriklauso nuo ultragarso dažnio, veikimo ultragarsu trukmės ir laiko, praėjusio po veikimo ultragarsu pradžios.



21 pav. a) 10 sek. trukmės veikimo ultragarsu įtaka izoliuotų *a. thoracica* segmentų ($n = 15$) atsipalaidavimui, kuris buvo sukeltas karbacholu (10^{-7} – 10^{-4} M); segmentai buvo priversti susitraukti iš anksto veikiant fenilefrinu (10^{-4} M) iškart po paveikimo ultragarsu; b) 10 sek. trukmės veikimo ultragarsu įtaka izoliuotų *a. thoracica* segmentų ($n = 14$) atsipalaidavimui, kuris buvo sukeltas karbacholu (10^{-7} – 10^{-4} M); segmentai buvo priversti susitraukti iš anksto veikiant fenilefrinu (10^{-4} M) praėjus 20 min. nuo veikimo ultragarsu pradžios; n – arterijų mėginių skaičius; $*p < 0,01$. Rezultatai išreikšti kaip vidurkiai su standartine paklaida

Iš 21 pav. (a ir b) pateiktų duomenų matyti, kad laiko periodas nuo stimuliavimo ultragarsu pradžios iki vazokonstrikcijos neturi reikšmingos įtakos lygiųjų raumenų atsipalaidavimo procesui.

Kaip jau buvo minėta, vidinė stimuliacija ultragarsu daugiau kaip 2,3 karto padidino susitraukimo jėgą, palyginti su kontroline grupe. Toks didelis izometrinio susitraukimo sustiprinimas rodo esant didesnį skaičių laisvųjų tarpląstelių kalcio jonų, kurie paprastai dalyvauja lygiųjų raumenų susitraukimo procese. Tačiau iškyla klausimas, ar lygiųjų raumenų ląstelės sugeba sekvestruoti kalcio perteklių, kad *natūraliai* paskatintų jų atsipalaidavimą; kitaip tariant, ar paveikus ultragarsu lygiųjų raumenų ląstelės išlieka gyvybingos. Siekiant atsakyti į šį klausimą, segmentų atsipalaidavimo procesas buvo registruojamas realiuoju laiku, eksperimentinę grupę veikiant ultragarsu iš vidaus, praėjus 10 sek. ir 10 min. nuo vazokonstriktoriaus (fenilefrino) panaudojimo. Gauti rezultatai yra pateikti 22 pav.



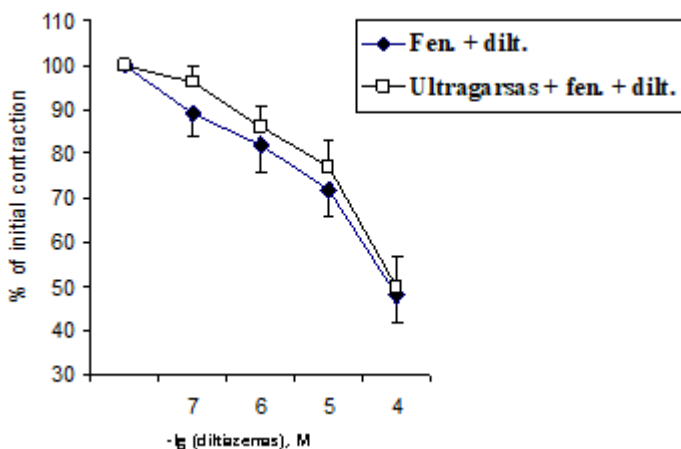
22 pav. 10 sek. trukmės veikimo ultragarsu iš vidaus įtaka kraujagyslių segmentų ($n = 13$) atsipalaidavimui laikui bėgant; vazokonstriktoriumi (fenilefrinu, 10^{-4} M) mėginiai buvo apdoroti praėjus 10 min. nuo ultragarso impulsų pradžios; n – arterijų mėginių skaičius; * $p < 0,01$. Rezultatai išreikšti kaip vidurkiai su standartine paklaida

Taigi buvo pastebėta, kad vienkartinė fenilefrino dozė sužadina vidutiniškai 26,16 mN ir 11,61 mN stiprumo susitraukimą atitinkamai ultragarsu stimuliuotoje ir kontrolinėje grupėje (santykis apytiksliai 2,25:1, 55,6 proc., $p < 0,01$). Atsižvelgiant į tokių susitraukimo jėgų skirtumą, buvo spėjama, ar šis tarpląstelinio kalcio koncentracijos padidėjimas bent kiek sulėtins atsipalaidavimo judesį ir kartu segmentų atsipalaidavimą paveiktoje grupėje. Atlikus matavimus nustatyta, kad atsipalaidavimo mastas abiejose grupėse buvo labai panašus. 40-ą minutę atsipalaidavimas pasiekė 82,5 proc. ir 93 proc. atitinkamai ultragarsu stimuliuotoje ir kontrolinėje grupėje. Šis skirtumas nėra statistiškai reikšmingas.

Panaši lygiųjų raumenų reakcija į karbacholą buvo pastebėta ir ultragarsu veikiant iš vidaus, ir stimuliuojant aukštesnio dažnio ultragarsu (32,6 kHz). Atlikus tyrimą paaiškėjo, kad žemo dažnio ultragarso spinduliuotės sukelta neintensyvi kavitacija neturi jokios įtakos nuo endotelio priklausančiam žmogaus izoliuotų kraujagyslių atsipalaidavimui.

Toliau aprašomam eksperimentiniam tyrimui buvo naudojamas diltiazemas. Įdomu tai, kad buvo nustatyta, jog nuo jo kraujagyslės segmentų izometrinis susitraukimas sumažėjo maždaug 25 proc. kontrolinėje grupėje ir apytiksliai 17,3 proc. ultragarsu stimuliuotoje grupėje, palyginti su diltiazemu nepaveiktais mėginiais.

Diltiazemu paveiktų kraujagyslių atsipalaidavimo dinamika nesiskyrė nuo kontrolinės grupės, t. y. segmentų, nepaveiktų šia medžiaga (23 pav.). Kitaip sakant, stimuliavimas ultragarsu neturi jokios įtakos diltiazemo atpalaiduojamosioms savybėms. Todėl naudojant šią medžiagą nuo koncentracijos priklausančiu būdu tiriami kraujagyslių segmentai palaipsniui atsipalaidavo, o jos įtaka niekuo nesiskyrė, palyginti su kontroline grupe. Pavyzdžiui, buvo nustatyta, kad, naudojant 10^{-4} M diltiazemo dozę, ultragarsu stimuliuoti lygieji raumenys atsipalaidavo iki 50,4 proc. Kontrolinėje grupėje buvo gauti labai panašūs rezultatai (47,5 proc.).



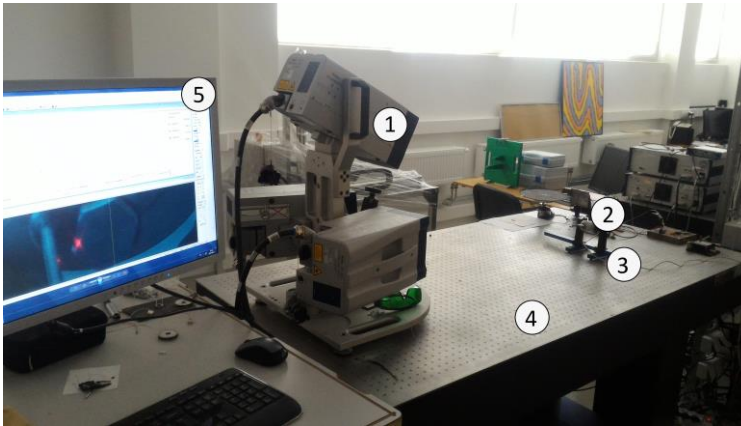
23 pav. Diltiazemo (dilt.) įtaka kraujagyslių segmentų ($n = 12$) atsipalaidavimui; vazokonstriktoriumi (fenilefrinu, 10^{-4} M) mėginiai buvo apdoroti praėjus 10 min. nuo ultragarso impulsų pradžios; n – arterijų mėginių skaičius; $*p < 0,01$. Rezultatai išreikšti kaip vidurkiai su standartine paklaida

Tyrimas parodė, kad žemo dažnio ultragarsu sukelta mažo intensyvumo kavitacija neturi jokios įtakos lygiųjų raumenų atsipalaidavimui, susijusiam su lėtaisiais kalcio kanalais.

5.2. Vamzdelio formos bangolaidžio poslinkio eksperimentinis tyrimas naudojant lazerinį vibrometrą „Polytec PSV 3D“

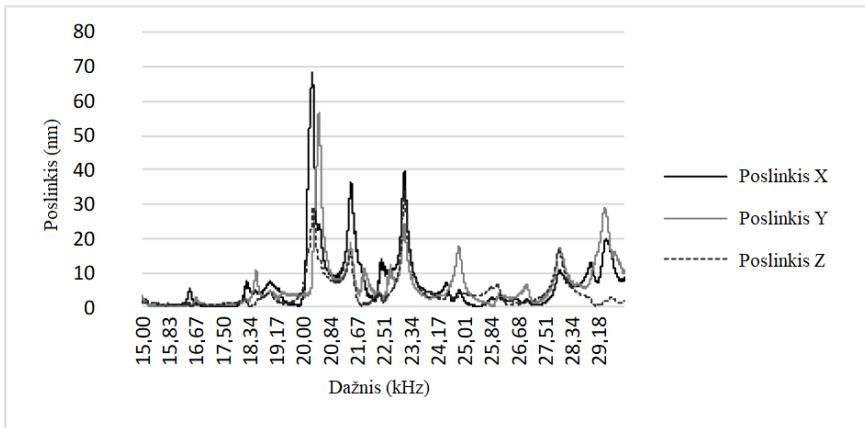
Siekiant nustatyti maksimalų poslinkį link z ašies, buvo atlikti eksperimentai ant „Polytec PSV 3D“ lazerinio vibrometro stalo. Jie buvo vykdomi skirtingomis sąlygomis keliose skirtingose vietose. Kaip matyti iš 24 pav., vienu atveju bangolaidis buvo tiriamas įkištas į vandens pripildytą vamzdelį, kitu atveju – jame paliktas laisvas. Abiem atvejais buvo matuojamas bangolaidžio galiuko poslinkis. Kitu atveju buvo tiriamas bangolaidžio korpuso

varžtas ir bangolaidžio korpusas (auselė), taip siekiant nustatyti korpuso (auselės) poveikį bangolaidžio poslinkiui.



24 pav. Eksperimento schema: 1 – „Polytec“ aparatas (lazerio šaltinis); 2 – bangolaidis; 3 – laikiklis; 4 – antivibracinis stalas, 5 – kompiuteris

Ultragarsinė kraujagyslių valymo sistema buvo žadinama periodiniu skleisto spektro signalu, kurio amplitudė buvo 10 voltų, taip siekiant atlikti bangolaidžio galiuko greitosios Furjė transformacijos (angl. FFT) analizę.



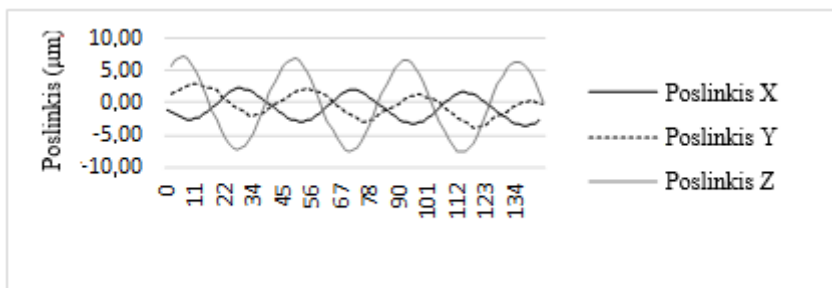
25 pav. Geriausio poslinkio z ašimi rezonansinio dažnio nustatymas (bangolaidžio galiuko FFT analizė 15–30 kHz dažnių diapazone)

Rezultatų analizė parodė tris sistemos rezonansus – esant 23,10 kHz, 20,33 kHz ir 23,04 kHz. Didžiausi z ašies poslinkiai užfiksuoti esant 23,10 kHz (0,0815 kHz paklaida, palyginti su modeliavimo baigtinių elementų metodu

rezultatu). Kadangi pagrindinė ultragarsinės sistemos funkcija yra pramušti trombą frontaliaja (z ašies) kryptimi, šis dažnis toliau laikomas šios sistemos darbinio dažniu.

Didžiausi poslinkiai x ir y ašių kryptimis (tai reiškia, kad bangolaidžio darbinis galas brėžia didžiausio spindulio elipsę, todėl galima daryti prielaidą, jog kavitacijos procesas esant šiam dažniui energingiausias) užfiksuoti esant 20,5 kHz. Tai yra taikytinas dažnis, jeigu pirminė operacijos užduotis ne pramušti trombą frontaliaja (z ašies) kryptimi, o nuvalyti užsikimšusios kraujagyslės sienelės.

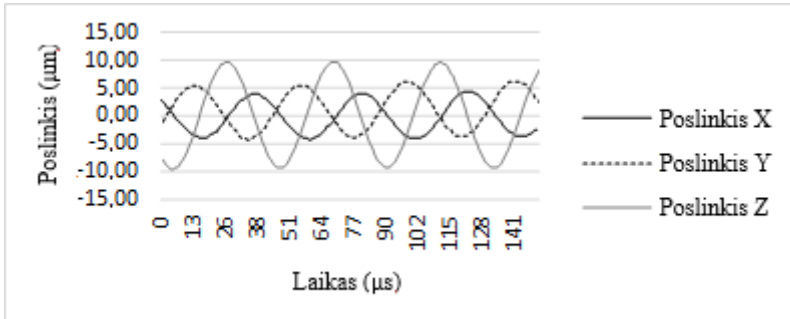
Kaip parodė tyrimas, didžiausias poslinkis z ašies kryptimi įvyksta esant 23,19 kHz rezonansiniam dažniui ir 21 nm amplitudei.



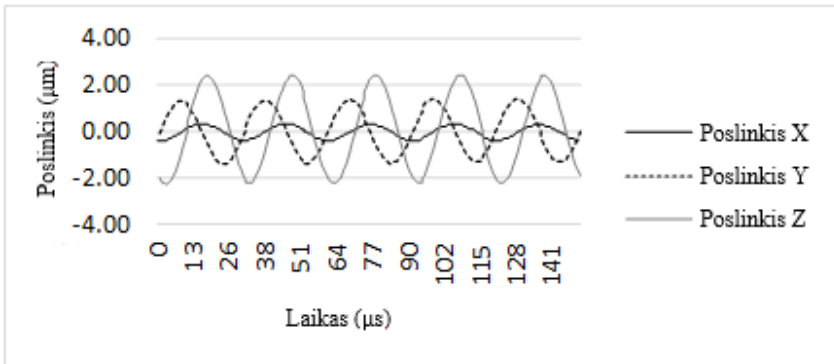
26 pav. Bangolaidžio galiuko poslinkis x , y ir z ašių kryptimis, esant tam tikram rezonansiniam dažniui

Ultragarsinę kraujagyslių valymo sistemą žadinant sinusiniu signalu, kurio amplitudė 100 V, užregistruotas 23,19 kHz rezonansinis dažnis. Didžiausias bangolaidžio galiuko poslinkis z ašies kryptimi siekė 7,02 mikrometro (žr. 26 pav.).

Skaičiuojamoji matematinė analizė ir eksperimentiniai bandymai parodė, kad bangolaidžio galiukas juda elipse. Tai nulėmė plieno paviršiaus defektai ir tai, kad bangos buvo mechaniškai perduodamos per srieginę jungtį tarp varžto, jungiančio bangolaidį su koncentratoriumi ir keitikliu. Lyginant su skaičiuojamosios analizės rezultatais, didesni poslinkiai pastebėti atlikus tyrimą realiomis sąlygomis.



27 pav. Vandeni užpildyto bangolaidžio galiuko poslinkis x, y ir z ašių kryptimis, esant tam tikram rezonansiniam dažniui



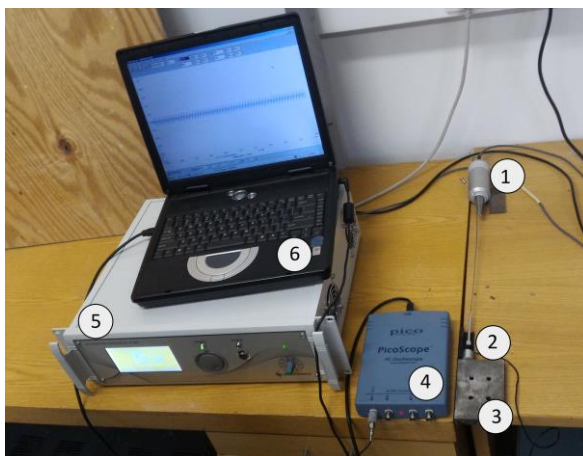
28 pav. Vandeni užpildyto ir į vandeni užpildytą kateterį įkišto bangolaidžio galiuko poslinkis x, y ir z ašių kryptimis, esant tam tikram rezonansiniam dažniui

27 pav. pavaizduoti eksperimento, atlikto su vandens pripildytu bangolaidžiu, rezultatai. Šiuo atveju didžiausias nustatytas poslinkis buvo 11,02 μm . 28 pav. pateikti rezultatai, gauti atlikus tyrimą su vandeni užpildytu ir į vandeni užpildytą kateterį įkištu bangolaidžiu. Šiuo atveju didžiausias nustatytas poslinkis buvo 2,1 μm ; pastebėta, kad bangos periodas sutrumpėja daugiau kaip 1,5 karto. Tyrimas taip pat parodė, kad kai bangolaidis žadinamas sąlygomis, kurios yra labai panašios į realios jo veikimo aplinkos sąlygas (t. y. bangolaidis kraujagyslėje veikia apsuptas skysčio), šis yra slopinamas.

Teigiami eksperimentų rezultatai sudaro tvirtą pagrindą imtis tolesnių šios naujoviškos ultragarsinės sistemos tyrimų. Buvo atlikta skaičiuojamoji analizė ir ištirtas sistemos veikimas tikroviškomis sąlygomis.

5.3. Dažninės amplitudės charakteristikos nustatymas

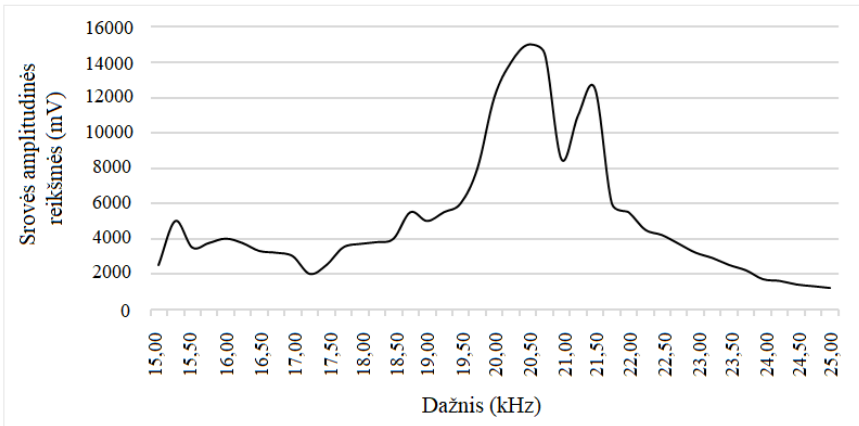
Siekiant eksperimentiškai patikrinti modeliuojant baigtinių elementų metodu ir naudojant bekontaktę lazerinę sistemą „Polytec PSV 3D“ gautus rezultatus, buvo nustatyta sistemos dažninė amplitudės charakteristika. Buvo išmatuota išilginė virpesių moda 15–26 kHz dažnių diapazone. Matuotas (į jutiklį atremto) vamzdelio formos bangolaidžio galiuko pristabdytas akustinis signalas, kitaip tariant, slėgis į vienkryptį jutiklį (akcelerometrą) RTF KD 91, kurio savasis rezonansinis dažnis yra 50 kHz, o jautris – 0,5 mv/1m per s². Eksperimento standas yra parodytas 29 pav.



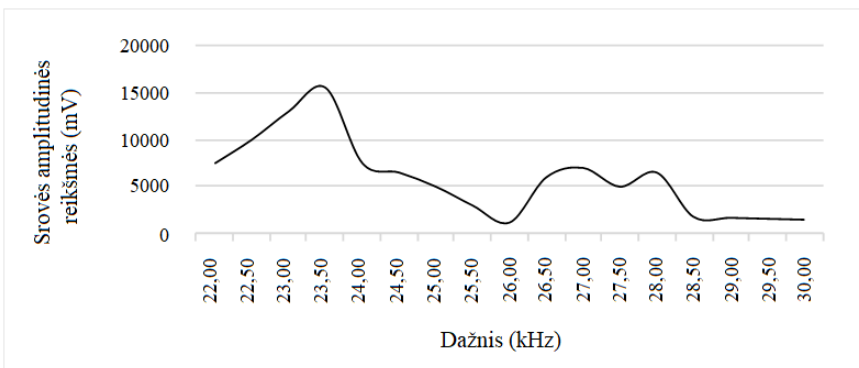
29 pav. Eksperimento standas: 1 – keitiklis; 2 – jutiklis RTF KD91; 3 – jutiklio laikiklis; 4 – osciloskopas „PicoScope 3424“; 5 – generatorius; 6 – kompiuteris

Eksperimento rezultatai

Bangolaidžio amplitudinis dažnis generatoriui veikiant skirtingu galingumu yra pavaizduotas 30 ir 31 pav.



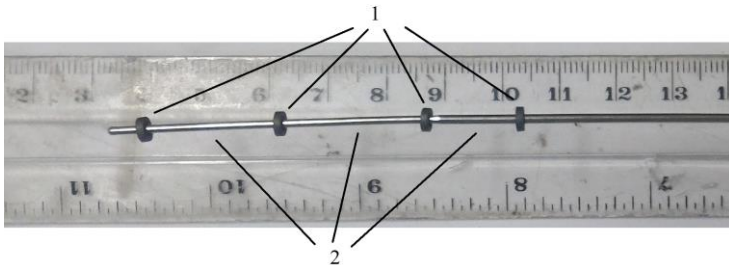
30 pav. Dažninė amplitudės charakteristika generatoriui veikiant 20 proc. galingumu



31 pav. Dažninė amplitudės charakteristika generatoriui veikiant 40 proc. galingumu

Pjezoelektrinis keitiklis per bangolaidį sukelia tam tikrą energijos padidėjimą tam tikrame diapazone. Šiuo atveju – nuo 19,5 kHz iki 22 kHz, jeigu generatorius veikia 20 proc. galingumu. Sistemą veikiant didesne galia, iki 22 kHz dažnių juostoje poslinkiai buvo tokie dideli, kad atsirado smūgiai į akustinį jutiklį, todėl dažninės amplitudės charakteristikos užfiksuoti nepavyko. Tačiau dažnių diapazone nuo 22 kHz iki 30 kHz sistema veikė puikiai. Didžiausia amplitudė (milivoltais) buvo esant 23,2 kHz dažniui. Tai beveik sutampa su modeliuojant baigtinių elementų metodu gautais rezultatais. Nedidelė paklaida galėjo atsirasti dėl bangolaidžio deformacijų matavimų metu.

Nustačius dažninę amplitudės charakteristiką, esant didžiausiam bangolaidžio poslinkiui, nustatyti mazgai ir pūpsniai. Matavimų rezultatai pateikti 30 pav.



32 pav. Mazgai ir pūpsniai esant 23,185 kHz dažniui: 1 – mazgai; 2 – pūpsniai

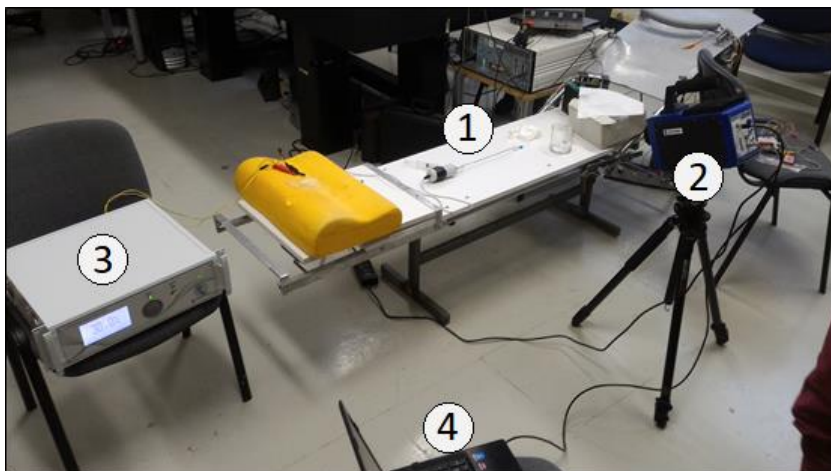
32 pav. matomos stovinčiosios bangos sistemai dirbant rezonansiniu 23,185 kHz dažniu. Dėl poslinkių z (frontaliaja) ašimi susiformuoja lenkiamieji virpesiai. Jie turi savo pūpsnius ir mazgus. Tuose mazguose nusistovi keraminiai žiedeliai (ypatingi tuo, jog jų paviršius su kitais paviršiais sukuria itin mažą trintį). Keičiant dažnį, jie keičia poziciją, išsidėsto maždaug kas 20 mm.

Ekspertas parodė, kad yra trys kontaktiniai taškai. Tai tinkama vaizdinė priemonė parodyti, kiek yra aktyviųjų kontakto zonų, kurios dėl savo trinties sugeria energiją.

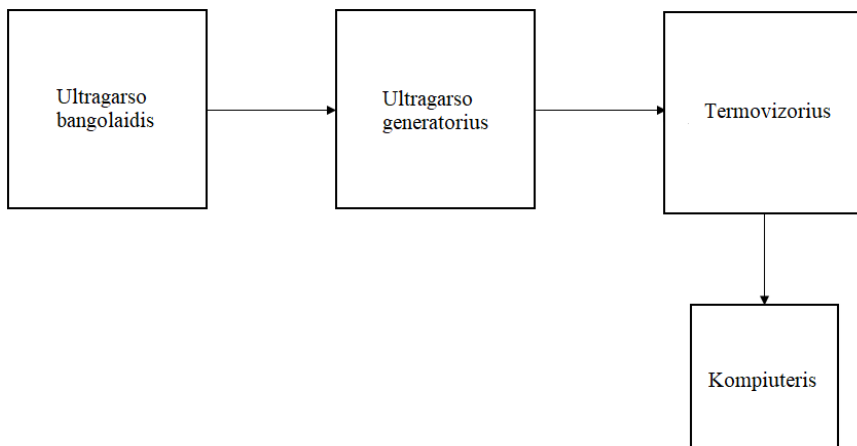
5.4. Bangolaidžio įtakos jį supantiems skysčiams eksperimentinis tyrimas

Mechaninis ir šiluminis poveikis kraujui

Veikiant tiriamajam prietaisui, vyksta kavitacijos procesas ir atsiranda trintis tarp bangolaidžio ir jį supančio skysčio, todėl temperatūra gerokai šokteli. Gerai žinoma, kad 42 °C viršijanti kūno temperatūra žmogui yra mirtina, nes joje vyksta raudonųjų kraujo kūnelių hemolizė *in vivo*. Atsižvelgiant į tai, buvo atlikti eksperimentai su žmonių krauju. Šiems eksperimentams buvo naudojamas termovizorius FLIR SC7000, standartinis generatorius, kompiuteris ir vamzdelio formos bangolaidžio sistema. Atlikto eksperimento struktūra ir schema pateiktos 33 ir 34 pav.

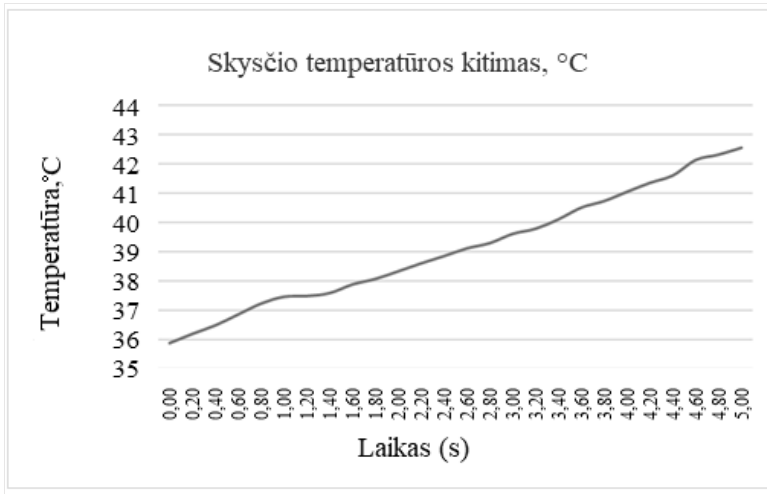


33 pav. Eksperimento struktūra: 1 – bangolaidis vandeniu užpildytame vamzdelyje; 2 – termovizorius FLIR SC7000; 3 – generatorius; 4 – kompiuteris



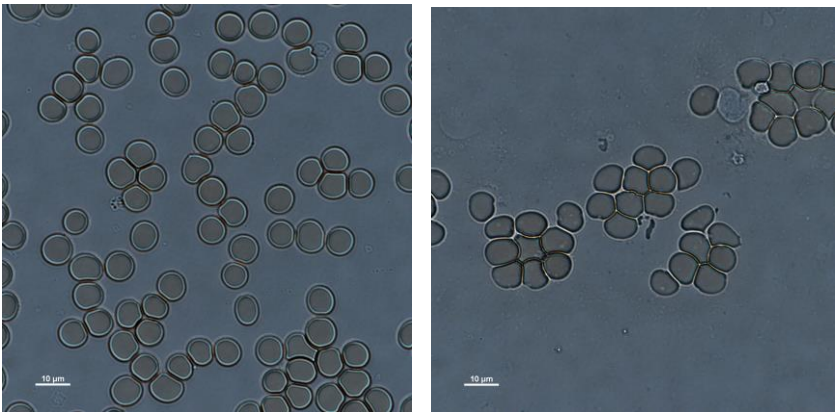
34 pav. Eksperimento schema

Pirmasis eksperimentas buvo atliktas su veikiančia sistema 3 mm skersmens vamzdelyje, kurio sandara buvo labai panaši į žmogaus arterijos sandarą. Atliekant eksperimentą gauti duomenys parodė, kad mirtina 42 °C temperatūra pasiekama vos per 4 sek. (nuo pradinės 36 °C temperatūros).



35 pav. Skysčio temperatūros kitimas laiko intervale, °C

Ultragarsu paveikto kraujo mikroskopinis vaizdas pateiktas 36 pav.

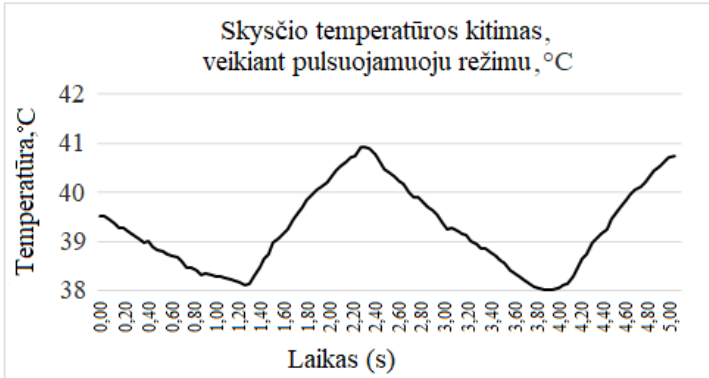


36 pav. Ultragarsu paveiktų eritrocitų mikroskopinis vaizdas; kontrolinė grupė ir ultragarsu paveikti eritrocitai praėjus 30 sek. nuo kavitacijos pradžios

Žmonių kraujo nuotraukos, padarytos mikroskopu paveikus kraują ultragarsu iš ultragarsinės sistemos su vamzdelio formos bangolaidžiu, parodė, kad praėjus 15 sek. atsiranda kraujo krešulių, o po 30 sek. dalis ląstelių būna visiškai sunaikintos. Todėl būtina nustatyti šiame darbe siūlomos naujoviškos ultragarsinės kraujagyslių valymo sistemos saugų darbo režimą. Šiuo tikslu atlikti eksperimentai aprašyti tolesniame skyrelyje.

Ultragarsinės sistemos saugaus darbo režimo nustatymas

Siekiant nustatyti, koks šiame darbe tiriamos ultragarsinės sistemos darbo režimas būtų visiškai saugus, buvo atliktas antrasis eksperimentas. Šio eksperimento struktūra buvo tokia pati, kaip aprašytoji ankstesniame skyrelyje.

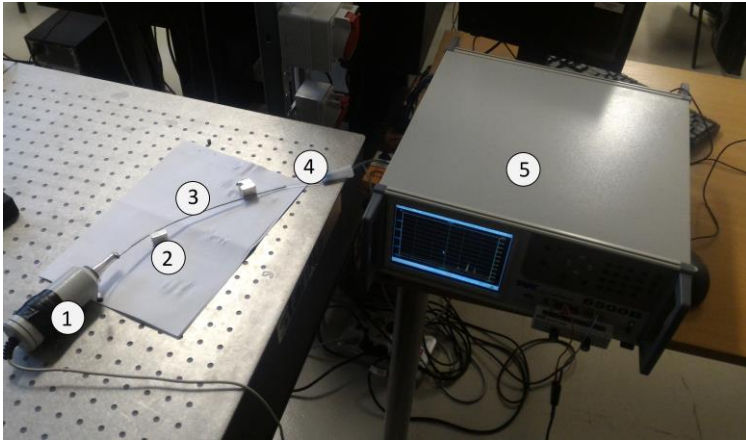


37 pav. Temperatūra vamzdelio viduje veikiant pulsuojamuoju režimu (40 proc. veikimo periodo sistema įjungta, 60 proc. – išjungta)

Eksperimentuojant buvo nustatyta, kad saugus sistemos darbo režimas, t. y. toks, kuris neleidžia aplinkai įkaisti iki terpei (kraujui) ir aplinkiniams audiniams kenksmingos temperatūros, yra tada, kai sistema 40 proc. veikimo periodo būna įjungta, o 60 proc. – išjungta.

5.5. Skirtingais darbo režimais veikiančio bangolaidžio impedanso analizė

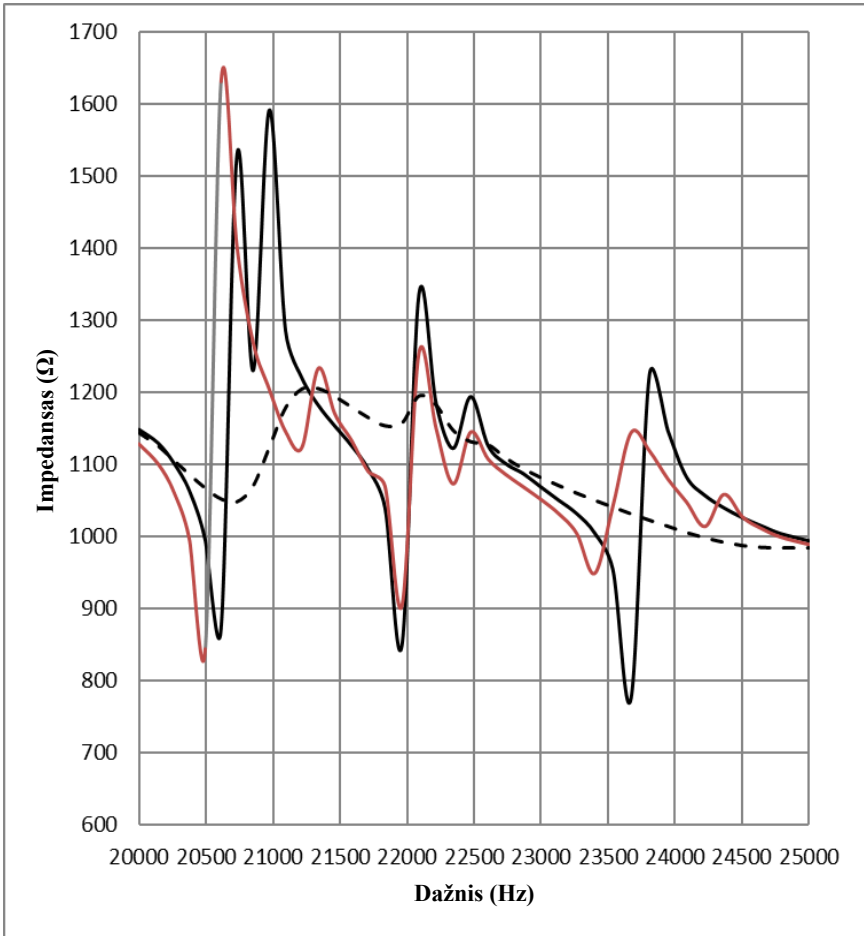
Impedanso analizė yra vienas iš būdų nustatyti rezonansinį dažnį. Kadangi pjezokeraminis žiedas yra ir elektrinis kondensatorius, impedanso (reaktyviosios varžos) matavimas leidžia nustatyti sistemos rezonansinius dažnius. Matavimams buvo naudojamas „Wayne Kerr 6500b“ impedanso analizatorius.



39 pav. Eksperimento struktūra: 1 – keitiklis; 2 – magnetiniai laikikliai; 3 – vamzdelio formos bangolaidis; 4 – vandens pripildytas plastikinis vamzdelis; 5 – įrenginys „Wayne Kerr 6500b“

Impedanso analizė parodė tris sistemos rezonansus – esant $\sim 20,852$ kHz, $22,085$ kHz ir $23,807$ kHz dažniui. Šie duomenys (su nedidele paklaida) atitinka ankstesniame skyriuje pateiktus eksperimentu gautus duomenis. Tolesniuose paveiksluose matyti eksperimento, atlikto bangolaidį naudojant trijose skirtingose padėtyse, rezultatai: a) bangolaidžiui esant vandens pripildytame vamzdelyje; b) esant sulenktam bangolaidžiui; c) esant užspaustam bangolaidžiui; d) varijuojant tarp pirmų trijų pozicijų.

Iš 38 pav. matyti, kad impedansas akivaizdžiai mažesnis, kai bangolaidis turi mažiau galimybių vibruoti, t. y. kai jis veikia sulenktas, užspaustu galiuku, įkištas į vandens pripildytą vamzdelį ir pan.



39 pav. Ultragarsinės sistemos impedanso analizė bangolaidžiui esant trijose padėtyse: 1) juoda ištisinė kreivė – tuščias ir palaidas; 2) pilka kreivė – sulenktas; 3) punktyrinė linija – sulenktas, užspaustas ir įkištas į vandens pripildytą vamzdelį

Iš 39 pav. matyti eksperimentiškai išmatuoto impedanso skirtumai bangolaidį naudojant skirtingose padėtyse. Pavyzdžiui, tiriant sulenktą bangolaidį, nustatyta, kad pirmoji rezonanso moda pasislenka apytiksliai 0,4 kHz (t. y. reikiamas dažnis sumažėja). O eksperimentu nustatytas 23,185 kHz rezonansinis dažnis slopinant bangolaidį trimis skirtingais režimais (t. y. naudojant sulenktą, panardintą į vandenį ir su nejudamai įtvirtintu galiuku) norimo poslinkio gauti neleidžia. Vadinas, šiuo konkrečiu atveju dėl impedanso

kritimo reikia pakeisti dažnį, t. y. vietoje to, kuriam esant buvo gauti teigiami rezultatai, taikyti 21,25 kHz dažnį.

Apskritai šis eksperimentas leido pastebėti ir nustatyti šiuos dalykus:

1. Į kraujagyslę įkišto bangolaidžio padėtį iš esmės galima nustatyti pagal impedansą, lyginant faktinius iš tikrųjų veikiančio bangolaidžio duomenis su sulenкто ir nejudamai įtvirtino bangolaidžio eksperimentinių matavimų rezultatais. Kuo mažesnis impedansas (omais), tuo didesnė kliūtis, su kuria bangolaidis yra susidūręs. Esant rezonansiniam režimui visiškai sumenkęs impedansas rodo, kad bangolaidžio galiukas atsirėmė į kokią nors kietą kliūtį, pvz., kalkių plokštelę.
2. Keičiant bangolaidžio padėtį (pavyzdžiui, užspaudus jo galiuką, išlenkus bangolaidį ir t. t.), kinta jo rezonansinis dažnis. Todėl, stebint impedansą, visą laiką galima dirbti rezonansiniu režimu, nesiklausant kokiu nors bangolaidžio veikimo išoriniu jutikliu ir nenaudojant kenksmingų rentgeno spindulių, dėl to procedūra tampa saugesnė ir palankesnė pacientui.

Išvados

1. Širdies ir kraujagyslių ligos šiuo metu yra dažniausia žmonių iki 65 metų amžiaus mirties ir neįgalumo priežastis. Pasaulio sveikatos organizacija prognozuoja tolesnį sergamumo augimą. Dėl šios priežasties atlikta literatūros ir patentinės informacijos apžvalga parodė aiškų poreikį sukurti invazinį ultragarsinį bangolaidį, kuris galėtų pramušti trombą veikdamas tiek frontaliaja, tiek radialiaja kryptimi, galėtų perduoti reikiamą kiekį vaistų į pažeistą kraujagyslės vietą ir kartu išsiurbti suardytų okliuzinių darinių atplaišas.
2. Sukurtas 260 mm ilgio ir 1,5 mm storio naujos konstrukcijos vamzdelio formos bangolaidis su skylutėmis gale, per kurį galima tiekti neribotą kiekį medikamentų į bangolaidžio veikimo vietą. Modeliuojant baigtinių elementų metodu, didžiausi bangolaidžio galo taško poslinkiai (8,3 μm) atkartotoje natūralioje aplinkoje z ašimi nustatyti, kai jis veikė rezonansiniu 24,970 kHz dažniu.
3. Matematinis bangolaidžio modeliavimas leido iširti ir užfiksuoti kavernų fenomeną, t. y. vykstant kavitacijai, ties bangolaidžio galu susidaro išretintų dujų kišenė, atsiliekanti nuo išretintų dujų kišenės, susidaranti ties apskritimu judančio bangolaidžio galiuku tam tikru kampu teta. Tolesniais skaičiavimais nustatytas kavernos plotis – 2,3 μm .
4. Eksperimentiškai iširtas ultragarso poveikis gyviesiems žmogaus audiniams. Nustatyta, kad reakcija į susitraukimą skatinančias chemines medžiagas būna 2,4 karto geresnė, jeigu prieš tai kraujagyslė būna paveikta ultragarsu. Skirtingų ultragarsinės sistemos dalių virpesių matavimo lazerine bekontakto matavimo sistema rezultatai sutapo su kompiuterinio modeliavimo baigtinių elementų metodu rezultatais. Didžiausias poslinkis

frontaliaja z ašimi, veikiant 23,185 kHz rezonansiniu režimu, buvo 7,9 μm. Eksperimentiškai nustatytas darbinis vamzdelio formos bangolaidžio režimas. Kraujo bangolaidžio veikimo vietoje (ties galiuku) temperatūra neviršija kenksmingos (destruktyvios) 42 °C temperatūros, kai ultragarso generatorius dirba pulsuojamuoju režimu, t. y. 40 proc. veikimo periodo būna įjungtas ir 60 proc. – išjungtas.

Autoriaus mokslinių publikacijų darbo tema sąrašas

1. BUBULIS A., MINCHENYA V., VEIKUTIS V., NAVICKAS J., BAKANAUSKAS V., PALEVIČIUS P. Design and the main parameters of tube-shaped ultrasound wave guide wire. *Journal of Vibroengineering*, 2017, 19 (2), 1383–1392.
2. BUBULIS A., GARALIENĖ V., JURĖNAS V., NAVICKAS J., GIEDRAITIS S. Effect of low-intensity cavitation on the isolated human thoracic artery in vitro. *Ultrasound in Medicine and Biology*. *Ultrasound in medicine and biology*, 2017, 43 (5), 1040–1047.
3. KARGAUDAS, V., BUBULIS, A., NAVICKAS, J., VITKUS, L., VENSLAUSKAS, M. Theoretical and experimental investigation of tube-shaped waveguide wire. *Journal of Measurements in Engineering*, 2017, 5 (4), 257–265.

Patentai

1. Ultragarsinis vidinio kraujagyslių valymo įrenginys. Lietuviškas patentas Nr. LT 6342 B. Išradėjai: Algimantas BUBULIS, Giedrius JANUŠAS, Darius MAŽEIKA, Vytautas NAGINEVIČIUS, Vytautas OSTASEVIČIUS, Arvydas PALEVIČIUS, Jonas NAVICKAS. Vilnius. 2017 01 10. 7 p.
2. Ultragarsinis kraujagyslių rekanalizacijos įrenginys. Lietuviškas patentas Nr. LT 6528 B. Išradėjai: Algimantas BUBULIS, Jonas NAVICKAS, Vincentas VEIKUTIS, Vladimir MINCHENYA, Juri ALEKSEEV, Ivan ADZERICHO. 2018 05 10. 7 p.

CURRICULUM VITAE

Pavardė, vardas: Navickas Jonas
Tautybė: Lietuvis
Gimimo data: 1987 gegužės 3 d.
Gimimo vieta:“ Kaunas

Išsilavinimas:

2007–2011 Kauno technologijos universitetas, Baldų dizainas ir technologija, pramonės inžinerijos bakalauro laipsnis
2011–2013 Kauno technologijos universitetas, Pramonės inžinerija ir vadyba, pramonės inžinerijos magistro laipsnis
2013–2018 Kauno technologijos universitetas, Mechanikos inžinerija, mechanikos inžinerijos mokslų daktaro laipsnis

Kontaktai El. paštas navickas.jonas@yahoo.com

SUMMARY

The Relevance of the Topic

Cardiovascular diseases are the leading cause of death in the European Union. They cover a broad class of medical problems and disorders affecting the circulatory system (the heart and the blood vessels). They commonly stem from atherosclerosis (the abnormal build-up of plaque made of, among other materials, cholesterol or fatty substances deposited on the inside walls of arteries). Ischaemic heart disease (heart attacks) and cerebrovascular diseases (strokes) are considered to be the most common diseases affecting the circulatory system in humans [1].

Currently, more than 6 million new cases of cardiovascular diseases are recorded in EU every year, and in Europe as a whole this number is in excess of 11 million. In total, almost 49 million people live with CVD in the EU, which results in high costs to the EU economies – nearly €210 billion a year [2]. Of the total cost of CVD in the EU, health care costs account for approximately 53 percent (€111 billion), whereas productivity losses contribute 26 percent (€54 billion), and informal care of people suffering from CVD costs 21 percent of all the relevant expenses (€45 billion).

The main risk factors for cardiovascular diseases are as follows: high blood pressure (annually, 15 percent more in Western Europe) [3], smoking (16 percent of deaths in adults over 30), just to mention a few [4]. Excessive alcohol consumption (which has recently been considered a major problem in Lithuania, too), high sugar consumption (the cause of 15 percent of deaths due to CVD), obesity (+5 percent in Lithuania during the last 5 years) [5], high cholesterol levels (closely linked to unhealthy lifestyles, overweight and diabetes), lack of physical activity, frequent stress and diabetes (expected to go 165 percent up globally in 2050) [6].

Almost half of the individuals who have had their extremity amputated due to a vascular disease die within 5 years. This is higher than the five-year mortality rates for breast cancer, colon cancer, and prostate cancer [7]. Nearly 55 percent of persons suffering from diabetes who have undergone a lower limb amputation will require the amputation of the other leg as well within 2–3 years [8].

The majority of limb amputations is caused by circulatory disturbances, such as vascular occlusions and strictures. Consequently, it is necessary to search for novel and more effective methods of eliminating vascular malformations. For this reason, various invasive and non-invasive ultrasonic devices are currently being used. However, given the depressing statistics, they are far from being sufficiently effective.

The discovery of a modern and more advanced ultrasonic interventional vascular clearing methodology would enable saving not only the limbs of CVD patients and their lives but would also contribute to the wealth of the economies of Lithuania and Europe as a whole as this would allow saving lots of finances currently being spent on treating patients in non-effective ways, as well as nursing and taking care of them after they lose their ability to work.

Aim and Objectives of the Research

The aim of the research is to investigate the effect of the active invasive ultrasonic vascular clearing systems on live human tissues and to use the relevant findings and the results obtained in the course of the research for the further improvement of the active members that are currently used in ultrasonic systems.

In order to achieve the above stated aim, the following objectives were set:

1. To accomplish comprehensive analysis of literature on the human cardiovascular system covering the currently known effects of ultrasound on human tissues, to collect data on various waveguides currently being used for the purpose of vascular clearing, and to analyze the blood vessel cleaning devices currently available on the market.
2. To develop a multipurpose waveguide capable of operating in three directions (along axes x , y , and z) and suitable for restoring the functioning of the blood vessels in an interventional way.
3. To develop a technique for the research of the cavitation process within fluids while mathematically modeling the waveguide of a newly designed structure operating within the tissue-confined fluid.
4. To investigate experimentally the newly designed waveguide (operating as an active member of the ultrasonic vascular clearing system), to find out the effects it has on human tissues and the medium within which it is being operated (blood), and to determine the operational characteristics of the system under consideration.

Methods and Means

This work is carried out by using theoretical and experimental research methods. The theoretical studies were performed by using COMSOL MULTIPHYSICS computer software packages. The experimental studies for the performance of piezoelectric actuators were created in the Institute of Mechatronics, Kaunas University of Technology. The experimental results were obtained by using the most up-to-date available non-contact laser measuring equipment.

Research Novelty

1. A unique waveguide of an innovative shape has been developed;
2. A dynamic model and a computational methodology of the unique waveguide featuring an innovative shape has been created;
3. The effect of cavitation caused by the ultrasound on human tissues and the medium within which it is being operated (namely, blood) has been examined.

Practical Value

An innovative waveguide of a unique shape has been designed for invasive clearing of blood vessels capable of generating the cavitation flow by means of inducing mechanical multidimensional vibrations of ultrasonic frequency. The waveguide under consideration is used within the ultrasound system for the elimination of vascular disorders in humans. The information gathered while preparing the thesis was used for the research in the framework of the joint KTU and the Lithuanian University of Health Sciences project “Go-SMART” funded by Research Council of Lithuania, Project No. MIP-097/15.

Work Approval

The scientific research results and publications focused on the topic of this doctoral thesis were presented in 9 international scientific conferences, published in 2 international journals having an *Impact Factor* as well as in 6 other publications listed in the main journal of the *Institute for Scientific Information* (ISI). Two different scientific inventions were patented in Lithuania.

Conclusions

1. Currently, cardiovascular diseases represent the leading cause of death and disability among humans before their age of 65 years. Moreover, the *World Health Organization* predicts a further growth of cardiovascular morbidity. For this reason, the comprehensive review of the relevant literature and patient information was undertaken. As a result, it revealed an obvious need for the development of an invasive ultrasonic waveguide enabling to trespass the thrombus while operating at both frontal and radial directions, allowing to feed and deliver any required amount of drugs to the damaged site of the blood vessel, and at the same time enabling to suck away the scurf of the broken occluding malformations.
2. The tube-shaped waveguide of the innovative design with the length of 260 mm and thickness of 1.5 mm has been developed with the holes drilled at its operational tip through which an unlimited amount of drugs

can be fed to the site of the waveguide operation. The FEM modeling of the simplified waveguide acting in close to real-life conditions (in a muscle-surrounded blood vessel filled with blood) showed that the best frequency for the greatest amount of frontal and transverse pressure is 24.970 kHz. While working in such a resonant mode, the best waveguide tip point displacement towards the z axis (forward) is 8.3 μm .

3. The mathematical modeling of the waveguide allowed to observe and explore the phenomenon of the caverns, i.e., in the course of cavitation at the end of the waveguide, the pocket containing tenuous gas is formed that lags behind the pocket containing tenuous gas and which formed at the tip of the waveguide moving in circles at a certain angle in theta degrees. Further calculations enabled us to obtain the width of such a cavern which was equal to 2.3 μm .
4. The ultrasound effect on live human blood vessels was explored experimentally. A 2.4 times better response to contraction-inducing substances was observed in the case when a blood vessel was pre-treated with ultrasound. Measurements of the vibrations taken by a laser non-contact measurement system at different parts of the ultrasonic system under research proved the results of computational modeling using FEM to be true. The maximum displacement at the frontal z axis under a resonance frequency of 23.815 kHz was found to amount up to 7.9 μm . The safe operating regime for the tube-shaped waveguide was established experimentally. Blood was found not to heat above the destructive temperature of 42 degrees Celsius at the site of the waveguide operation (at its tip) when the ultrasound generator was operated in a pulsed mode, i.e., 40 % on, and 60 % off over its period of activity.

UDK 616.1-073(043.3)

SL344. 2018-05-30, 3 leidyb. apsk. l. Tiražas 50 egz.

Išleido Kauno technologijos universitetas, K. Donelaičio g. 73, 44249 Kaunas
Spausdino leidyklos „Technologija“ spaustuvė, Studentų g. 54, 51424 Kaunas