



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO FAKULTETAS

Mantas Boharevičius

**ULTRAGARSINIO BANGOLAIŽIO, SKIRTO KRAUJAGYSLIŲ
VALYMU, KŪRIMAS IR TYRIMAS**

**RESEARCH AND DEVELOPMENT OF ULTRASONIC
WAVEGUIDE FOR BLOOD VESSEL RECANALIZATION**

Baigiamasis bakalauro projektas

Vadovas: Doc. Vytautas Jūrėnas

KAUNAS, 2015

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO FAKULTETAS

GAMYBOS INŽINERIJOS KATEDRA

TVIRTINU
Katedros vedėjas
doc. dr. Kazimieras Juzėnas

**ULTRAGARSINIO BANGOL Aidžio, SKIRTO KRAUJAGYSLIŲ
VALYMUl, KŪRIMAS IR TYRIMAS**

Baigiamasis bakalauro projektas

Mechatronikos studijų programa (B5097H01)

Vadovas
Doc. dr. Vytautas Jūrėnas

Recenzentas
Dr. Sigita Navickaitė

Projektą atliko
Mantas Boharevičius

KAUNAS, 2015



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO FAKULTETAS

Mantas Boharevičius

Mechatronikos studijų programa

Baigiamojo projekto „Ultragarsinio bangolaidžio, skirto kraujagyslių valymui, kūrimas ir tyrimas“

AKADEMINIO SĄŽININGUMO DEKLARACIJA

20 15 m. gegužės 25 d.

Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Manto Boharevičiaus** baigiamasis projektas tema „Ultragarsinio bangolaidžio, skirto kraujagyslių valymui, kūrimas ir tyrimas“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

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

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

TURINYS

SANTRAUKA	5
SUMMARY	6
PAGRINDINIŲ UNIVERSITETINIŲ STUDIJŲ BAIGIAMOJO DARBO UŽDUOTIS	7
ĮVADAS	9
1. VIBRACINIŲ BANGOLAIDŽIŲ LYGINAMOJI ANALIZĖ	11
1.1. Kraujagyslių valymo poreikis ir chirurginiai prietaisai trombozių gydymui	11
1.2. Patentuotų vibracinių medicininių kateterių ir kraujagyslių valymo metodų analizė	16
1.3. Intraveninės ultragarsinės įrangos, skirtos kraujagyslių valymui, analizė	32
2. ULTRAGARSINIO MECHANINIŲ VIRPESIŲ VYKDIKLIO PROJEKTAVIMAS.....	36
2.1. Ultragarsiniai mechaninių virpesių vykdikliai, skirti medicininiams ultragarsiniams kraujagyslių valymo įrenginiams	36
2.2. Pjezoelektrinio ultragarsinių virpesių vykdiklio projektavimas.....	38
3. NUMATOMAS AKUSTINIO BANGOLAIDŽIO DARBINIŲ CHARAKTERISTIKŲ MATAVIMŲ STENDAS.....	41
IŠVADOS.....	50
LITERATŪROS SĄRAŠAS.....	51
PRIEDAI	53

Boharevičius, M. Ultragarsinio bangolaidžio, skirto kraujagyslių valymui, kūrimas ir tyrimas. *Bakalauro* baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Vytautas Jūrėnas; Kauno technologijos universitetas, Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultetas, Gamybos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2015. 53 psl.

SANTRAUKA

Pastaraisiais metais žymiai padaugėjo įvairių ligų tromboembolinių komplikacijų (sunkios aterosklerozės, sunkaus tromboangito ir t.t.). Daugiau kaip 200000 pacientų kasmet miršta nuo plaučių embolizmo, trečios pagal dažnumą mirties priežasties JAV. Remiantis medicinine statistika, kardiovaskulinių ligų paplitimas didėja ir Lietuvoje. Problemos esmė – tam tikros kraujagyslių vietos siaurėja ir galų gale tampa visiškai užblokuotos, kai jose ima kauptis riebalinės medžiagos, ląstelinės nuosėdos, kalcis ir kraujo krešuliai. Sukūrus ultragarsinę sistemą, kuri generuotų ir adaptyviai valdytų kavitacinį srautą, atsirastų galimybė naujiems kraujagyslių terapijos metodams sukurti ir taip pat padidinti rekanalizacijos sėkmės procentą.

Šio baigiamojo darbo *tikslas* – suprojektuoti ultragarsinį mechaninių virpesių vykdiklį, skirtą medicininiams ultragarsiniams kraujagyslių valymo įrenginiams.

Šiam tikslui pasiekti iškelti tokie *uždaviniai*:

1. Atlikti išsamią literatūros šaltinių analizę apie kraujagyslių valymui naudojamus ultragarsinius medicininius įtaisus bei kraujagyslių valymo metodus.
2. Suprojektuoti ultragarsinį mechaninių virpesių vykdiklį, skirtą medicininiams ultragarsiniams kraujagyslių valymo įrenginiams.
3. Bendradarbiaujant su KTU mokslininkais, sudaryti eksperimentinių stendų schemas, skirtas ultragarsinio mechaninių virpesių vykdiklio ir akustinio bangolaidžio darbinį charakteristikų tyrimui.

Darbas atliktas pasitelkiant analitinius ir teorinius tyrimų metodus. Analitiniai metodai pritaikyti atliekant mokslinės literatūros ir patetinės medžiagos lyginamąją analizę. Teoriniai tyrimai atlikti naudojantis matematiniais-analitiniais metodais. Darbo apimtis – 53 psl. Darbą sudaro įvadas, du skyriai, išvados ir literatūros sąrašas. Pirmame darbo skyriuje pateikiama vibracinių bangolaidžių lyginamoji analizė, aptariamas kraujagyslių valymo poreikis. Antrame skyriuje projektuojamas pjezoelektrinis ultragarsinių virpesių vykdiklis, pateikiamos sudarytos eksperimentinių stendų schemas bei aptariami kitų mokslinių atlikti projektuojamo vykdiklio eksperimentai ir jų rezultatai. Atsižvelgiant į pirmo ir antro skyrių medžiagą darbo pabaigoje pateikiamos išvados. Darbe yra 4 lentelės ir 42 paveikslų, cituojami 34 literatūros šaltiniai.

Boharevičius, M. Research and development of ultrasonic waveguide for blood vessel recanalization Bachelor Project / Supervisor lecturer Asocc. Prof. dr. Vytautas Jūrėnas; Kaunas University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering and Design, Department of Production Engineering

Kaunas, 2015 m.. 53 p.

SUMMARY

In recent years, there was a significant increase in the number of thromboembolic complications in different diseases (severe arteriosclerosis, severe thromboangitis, etc.). Cardiac and vascular ischemia surgical treatment rates are also below the required level. More than 200,000 patients each year die from pulmonary embolism, the third most common cause of death in the U.S. A. According to medical statistics, the prevalence of cardiovascular diseases is increasing in Lithuania, too. Core of the problem - some vascular space narrowing and eventually becoming completely blocked, then it starts to accumulate in fatty substances, cellular debris, calcium, and blood clots. Therefore the vitally important blood flow stops and such organism locations are less well supplied with substances, necessary for normal functioning.

This work is aimed to design mechanical ultrasonic vibrations actuator for medical ultrasound vascular equipment.

To achieve this aim, the following tasks are:

1. Detailed analysis of the literature sources and patents.
2. Design of ultrasonic mechanical vibrations actuator.
3. Schemes of experimental setups for the designed actuator.

This work is carried out by using theoretical and analytical methods. Theoretical studies were performed using analytical mathematical method.

The work consists of an introduction, two chapters, conclusions and references. The first chapter provides a comparative analysis of the vibrational waveguides, discusses the need for blood purification. The second chapter describes the designing of the piezoelectric actuator. The work has 4 tables and 42 pictures.

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO FAKULTETAS

Tvirtinu:

Gamybos inžinerijos

(parašas, data)

katedros vedėjas

(vardas, pavardė)

**PAGRINDINIŲ UNIVERSITETINIŲ STUDIJŲ BAIGIAMOJO DARBO
UŽDUOTIS**

Studijų programa MECHANIKOS INŽINERIJA

Universitetinių pagrindinių studijų, kurias baigus įgyjamas bakalauro kvalifikacinis laipsnis, baigiamasis darbas yra taikomojo ar tiriamojo pobūdžio projektas, kuriam atlikti ir apginti skiriama 12 kreditai. Šiuo projektu studentas turi parodyti, kad yra sukaupęs pakankamai žinių, yra įgijęs pakankamai gebėjimų ir turi pakankamą pasirinktos studijų krypties analitinio ar projektavimo darbo patirtį. Baigiamuoju projektu bei jo gynimu studentas turi parodyti savo kūrybingumą, socialinės bei komercinės aplinkos, teisės aktų ir finansinių galimybių išmanymą, informacijos šaltinių paieškos ir jų analizės įgūdžius, gilų nagrinėjamos temos supratimą, projektavimo ir inžinerinės analizės įgūdžius, informacinių technologijų naudojimo ir rašytinio bendravimo, taisyklingos kalbos vartosenos įgūdžius, gebėjimą tinkamai formuluoti išvadas.

1. Darbo tema „*Ultragarsinio bangolaidžio, skirto kraujagyslių valymui, kūrimas ir tyrimas*“.
Patvirtinta 2015 m. gegužės mėn. 11 d. dekanų įsakymu Nr. ST17-F-11-1.

2. Darbo tikslas – suprojektuoti ultragarsinį mechaninių virpesių vykdiklį, skirtą medicininiams ultragarsiniams kraujagyslių valymo įrenginiams.

3. Darbo struktūra. Darbo apimtis – 53 psl. Darbą sudaro įvadas, du skyriai, išvados ir literatūros sąrašas. Pirmame darbo skyriuje pateikiama vibracinių bangolaidžių lyginamoji analizė, aptariamas kraujagyslių valymo poreikis. Antrame skyriuje projektuojamas piezoelektrinis ultragarsinių virpesių vykdiklis, teoriškai skaičiuojamos darbinės bangolaidžio, skirto medicininiams įrenginiams, charakteristikos, pateikiamos sudarytos eksperimentinių standų schemos. Atsižvelgiant į pirmo ir antro skyrių medžiagą darbo pabaigoje pateikiamos išvados. Darbe yra 4 lentelės ir 40 paveikslų, cituojami 34 literatūros šaltiniai.

4. Reikalavimai ir sąlygos

1. Atlikti ultragarsinį vykdiklį su koncentratorium analizę.

2. Sukurti ultragarsinį vykdiklį, kurio rezonansinis dažnis 24 kHz.

3. Ištirti laido formos bangolaidžio dinamines charakteristikas ultragarsinio vykdiklio rezonansinio dažnio zonoje.

5. Darbo pateikimo terminas 2015_m. _____ gegužės _____ mėn. 18_____ d.

6. Ši užduotis yra neatskiriama baigiamojo darbo dalis

Išduota studentui _____

Užduotį gavau _____ Mantas Boharevičius _____

_____ 2015.04.27 _____

(studento vardas, pavardė)

(parašas, data)

Vadovas _____ doc. Vytautas Jūrėnas _____

_____ 2015.05.15 _____

(pareigos, vardas, pavardė)

(parašas, data)

IVADAS

Darbo aktualumas ir problematika. Pastaraisiais metais žymiai padaugėjo įvairių ligų tromboembolinių komplikacijų (sunkios aterosklerozės, sunkaus tromboangito ir t.t.). Pvz., vien JAV kiekvienais metais apie milijonas pacientų miršta nuo koronarinių okliuzijų. Daugiau kaip 200000 pacientų kasmet miršta nuo plaučių embolizmo, trečios pagal dažnumą mirties priežasties JAV. Panaši situacija pastebima ir kitose išsivysčiusiose šalyse. Remiantis medicinine statistika, kardiovaskulinių ligų paplitimas didėja ir Lietuvoje. Tačiau Lietuvoje kardiochirurginės ir kardiovaskulinės operacijos atitinkamai sudaro tik 0,4 ir 1,8 proc. visų chirurginių intervencijų. Širdies ir vaskulinės išemijos chirurginio gydymo procentas taip pat yra žemiau reikiamo lygio. Šalia gerai žinomų chirurginių technologijų vis plačiau pripažįstami tokie nauji metodai, kaip balionas, lazeris ir ultragarsinė angioplastika ir t.t. Vis dėlto pooperacinių komplikacijų ir pakartotinės stenozės atvejai vis dar dažnai pasitaiko.

Problemos esmė – tam tikros kraujagyslių vietos siaurėja ir galų gale tampa visiškai užblokuotos, kai jose ima kauptis riebalinės medžiagos, ląstelinės nuosėdos, kalcis ir kraujo krešuliai. Dėl to sustoja gyvybiškai svarbus kraujo tekėjimas ir tokios organizmo vietos yra prasčiau aprūpinamos normaliam funkcionavimui būtinomis medžiagomis. Todėl ypač aktuali naujų fizinio poveikio priemonių paieška, leidžiančių efektyviau rekanalizuoti šviežias ar surandėjusias okliuzijas. Šiuo tikslu naudojamas ultragarsas arba lazeris, kurie iš dalies palengvina senų okliuzijų rekanalizaciją, tačiau esami metodai kartais negali užtikrinti sėkmingos rekanalizacijos esant šviežiai susiformavusiems dariniams, kurie dar nėra mechaniškai sukietėję ir pasižymi didelių paslankumu.

Sukūrus ultragarsinę sistemą, kuri generuotų ir adaptyviai valdytų kavitacinį srautą, atsirastų galimybė naujiems kraujagyslių terapijos metodams sukurti ir taip pat padidinti rekanalizacijos sėkmės procentą.

Darbo tikslas ir uždaviniai. Šio baigiamojo darbo tikslas – suprojektuoti ultragarsinį mechaninių virpesių vykdiklį, skirtą medicininiams ultragarsiniams kraujagyslių valymo įrenginiams.

Šiam tikslui pasiekti iškelti tokie uždaviniai:

1. Atlikti išsamią literatūros šaltinių analizę apie kraujagyslių valymui naudojamus ultragarsinius medicininius įtaisus bei kraujagyslių valymo metodus.
2. Suprojektuoti ultragarsinį mechaninių virpesių vykdiklį, skirtą medicininiams ultragarsiniams kraujagyslių valymo įrenginiams.

3. Bendradarbiaujant su KTU mokslininkais, sudaryti eksperimentinių standų schemas, skirtas ultragarsinio mechaninių virpesių vykdiklio ir akustinio bangolaidžio darbinį charakteristikų tyrimui.

Metodai ir priemonės. Darbas atliktas pasitelkiant analitinius ir teorinius tyrimų metodus. Analitiniai metodai pritaikyti atliekant mokslinės literatūros ir patetinės medžiagos lyginamąją analizę. Teoriniai tyrimai atlikti naudojantis matematiniais-analitiniais matematinio modeliavimo metodais.

Darbo struktūra ir apimtis. Darbo apimtis – 53 psl. Darbą sudaro įvadas, du skyriai, išvados ir literatūros sąrašas. Pirmame darbo skyriuje pateikiama vibracinių bangolaidžių lyginamoji analizė, aptariamas kraujagyslių valymo poreikis. Antrame skyriuje projektuojamas pjezoelektrinis ultragarsinių virpesių vykdiklis, teoriškai skaičiuojamos darbinės bangolaidžio, skirtos medicininiams įrenginiams, charakteristikos, pateikiamos sudarytos eksperimentinių standų schemos. Atsižvelgiant į pirmo ir antros skyrių medžiagą darbo pabaigoje pateikiamos išvados. Darbe yra 4 lentelės ir 40 paveikslų, cituojami 34 literatūros šaltiniai.

1. VIBRACINIŲ BANGOLAIDŽIŲ LYGINAMOJI ANALIZĖ

1.1. Kraujagyslių valymo poreikis ir chirurginiai prietaisai trombozių gydymui

Pastaraisiais metais ypač išsivysčiusiose šalyse ženkliai daugėja su kraujagyslių patologijomis susijusių ligų ir jų komplikacijų. Tarp jų aterosklerozė – svarbiausia ne tik koronarinės širdies ligos, bet ir galvos smegenų, kojų ir kitų organų susirgimų priežastis. Pažymėtinas jaunėjantis susirgimu aterogeneze amžius ir greitėjanti dinamika. Vien JAV kiekvienais metais apie milijonas pacientų miršta nuo koronariinių trombembolijų sukeltų komplikacijų. Daugiau kaip 200 tūkstančių pacientų kasmet miršta nuo plaučių trombembolijos, trečios pagal dažnumą mirties priežasties JAV.[1] Panaši situacija pastebima ir kitose išsivysčiusiose šalyse, tame tarpe ir Europos Sąjungoje. 2007 metų duomenimis mirtingumas nuo koronarinės širdies ligos Lietuvoje sudarė apie 64 proc. visų mirčių, todėl jaučiamas poreikis tobulinti chirurginį gydymą atrasti naujų gydymo būdų, tokių kaip fizinio poveikio priemonės, leidžiančios efektyviau ir maksimaliai saugiai atlikti rekanalizacijos procedūras, tiek esant šviežioms ir paslankioms, tiek ir surandėjusioms okliuzijoms, mažinant distalinės embolizacijos bei periprocedūrinio miokardo infarkto riziką. Tas pats pasakytina ir apie įvairios kilmės ir struktūros sklerotinių konglomeratų saugų ir efektyvų pašalinimą, tokiu būdu atliekant pilną ar dalinę rekanalizaciją. Šalia gerai žinomų ir įprastų miniintervencinių angioplastinių procedūrų vis plačiau pripažįstami ir tobulinami metodai, kuriuose naudojami mechaniniai, lazerio, ultragarso, kombinuotų energijų pagrindu sukurti prietaisai, instrumentai, vaizdinimo priemonės, lengvinančios gydytojų intervencionistų darbą, gerinančios atliekamų procedūrų kokybę bei rezultatus.[2] Vieni iš perspektyvių gydymo metodų yra kavitacinių energijų pagrindu (žemų dažnių UG) sukurti prietaisai bei instrumentai, t.y. sistemos, kurios generuoja ir adaptyviai valdo kavitacinį srautą, nukreiptą aterosklerotinių darinių bei trombo suardymui iki mikroninių dalelių lygio, kartu jas atsiurbiant ir tokiu būdu efektyviai ir definityviai pašalinant iš kraujotakos sistemos.[3] Pagrindinis šios technologijos principas – plokštelė gali būti suardoma kombinuojant tiesioginę kontaktinę abliaciją su kompresine banga, kavitacija (kavitacija – tai toks reiškinys, kuomet vandenyje atsiradę vandens garų burbulai lieka jo viduje) ir akustine srove. Visa realizuojama naudojant specialiai sukurtą bangolaidį, parenkant generatorius pagal optimalius dažnius bei amplitudes, kombinuojant kartu atsiurbimo sistemą, o dar geriau, kartu ir pozicionavimo kraujagyslėje sistemą. Tam turi būti sukurti įvairaus ilgio (pagal poreikį) ir elastingumo bangolaidžiai, turintys galimybę keisti kavitacinio srauto kryptį 180 laipsnių kampu. [1,3] Taip būtų sukurta ultragarsinė vibrotoninė angioplastikos metodika, įgalinanti „pragręžti“ fibrokalcifikacinę plokštelę ir/ar trombą ypač esant pilnai chroninei

okliuzijai, vėliau atliekant etapinį dalinį ar pilną jos pašalinimą, t.y. atlikti rekanalizaciją. Esant nepakankamai sėkmingai šiai procedūrai tai ženkliai palengvintų alternatyvią pažeisto segmento stentavimo galimybę.

Platūs randomizuoti tyrimai parodė, kad nepaisant sėkmingos stentavimo procedūros 30 – 60 proc. atvejų maždaug 6 mėnesių laikotarpyje stebimos įvairaus laipsnio, neretai kritinės restenozės. [4] Pagrindinės to priežastys yra keturios: elastinis sienelės įplyšimas, chroninė negatyvi sienelės remodeliacija, neointimos hiperplazija ir hipertrofinis matrikso formavimasis. Visa tai apjungia savyje daug intravaskulinių pataloginių procesų: trombocitų agregaciją, uždegiminių ląstelių infiltraciją, augimo faktorių atsipalaidavimą ir aktyvaciją, medialinių lygiųjų raumenų ląstelių moduliaciją ir proliferaciją, proteoglikano depoziciją ir t.t. Suprantama, kad tokią kaskadą patogeninių procesų suvaldyti yra sunku. Pastaruoju metu naudota tiesioginė ar ekscizinė aterektomija pasirodė nesanti pakankamai efektyvi. UG sąlygotas fibrokalcifikacinės plokštelės „išpurenimas“ leistų sumažinti multifaktoriškai žalojančią kompresinę poveikį į kraujagyslės sienelę: sumažėtų disekcijos rizika, būtų minimizuojama negatyvi remodeliacija ir neointimos hiperplazija. [4-6]. Sonoforezė – aukšto dažnio ultragarso sąlygotos lokalsios transdermalinės farmakologinių preparatų integracijos galimybė žinoma pakankamai seniai. Šios metodikos išstobulinimas būtų puiki intravaskulinės sonoterapijos perspektyva, atsirastų galimybė naujiems kraujagyslių terapijos metodams sukurti, padidinti miniinvazinės rekanalizacijos sėkmės procentą bei pagerinti pacientų gydymo išeitis bei rezultatus. [5]

Pagrindinis aterosklerotinio proceso taikinytis yra kraujagyslių endotelis. Endotelio funkcijos sutrikimas (disfunkcija) – būklė, apibūdinama sutrikusia kraujagyslių tonuso reguliacija yra vienas iš anksčiausių bei reikšmingų aterosklerozės prediktorių, taip pat siejama su padidėjusia kardiovaskuline rizika ir yra mirties dėl kardiovaskulinės patologijos, miokardo infarkto bei kol kas nemažo poreikio revaskuliarizacijos procedūroms išsivystymo rizikos veiksnys.[6] Dauguma angiorekonstrukcinių operacijų yra agresyvios procedūros, stipriai žalojančiai veikiančios kraujagyslių endotelį. Esant kad ir lokaliai endotelio pažeidimui atsiranda būdinga vazokonstrikcija, hiperkoaguliacija, neutrofilų adhezija ir lygiųjų raumenų proliferacija. Manoma, kad vazokonstrikcijos sąlygotas kraujotakos sutrikimas ir dėl to išsivystęs miokardo pakenkimas, kai kraujotaka atstatoma perkutaninės vainikinių arterijų angioplastikos metu atsiranda dėl išemijos – reperfuzijos sukeltos endotelio ląstelių pakenkimo ir disfunkcijos pasekmė. Literatūros duomenimis lokalus tam tikro dažnio ultragarso poveikis aktyvindamas kraujagyslių sienelės augimo faktorius gali turėti reikšmingos įtakos pažeisto endotelio reepitelizacijai ir regeneracijai iš aplinkinių sveikų audinių. Žinoma ir tai, kad ultragarsas gali aktyvinti ir endotelio progenitorinių ląstelių diferenciaciją, migraciją ir proliferaciją į pažeistą ar nefunkcionalų endotelį. Taigi, tokiu būdu galima pasiekti dvigubą efektą: rekanalizuoti kraujagyslę tuo pačiu išsaugant ar gebant

perspektyvoje atstatyti pažeistą endotelio funkciją.[3,4,6] Aterosklerozės procesas taip pat susijęs su uždegiminiais procesais kraujagyslės sienelėje.

Cukriniu diabetu sergantys pacientai turi ženkliai didesnę riziką susirgti išemine širdies liga lyginant su bendrąja populiacija. Žvelgiant į pastarųjų metų statistiką darosi akivaizdu, kad sergamumas cukriniu diabetu kasmet įgauna vis didesnę pagreitį. IDF (*International Diabetes Federation*) duomenimis, šiandien sergančiųjų cukriniu diabetu skaičius sudaro apie 6–7 proc. visos populiacijos. 27 ES šalyse sergančiųjų yra per 30 milijonų. Manoma, kad dar yra apie 4–5 milijonai pacientų, kuriems diabetas nėra diagnozuotas. Ši problema tampa svarbia tiek klinicine, tiek ekonomine, tiek socialine prasme: diabetikams pastebimas apie 50 proc. didesnis bendras sergamumas ir mirštamumas, apie 25 kartus dažniau išsivysto apakimas, 7 kartus dažniau išsivysto inkstų funkcijos sutrikimai, 20 kartų dažniau išsivysto gangrena, jie 2 kartus dažniau serga širdies ligomis ar patiria insultą. Tai dar labiau padidina ir taip nemažus ligos gydymo kaštus. Dažnai pasitaiko atvejų, kai liga diagnozuojama pavėluotai, t.y. besivystant ar jau išsivysčius komplikacijoms: akių (diabetinė retinopatija), inkstų (diabetinė nefropatija), nervų sistemos (neuropatija) ir kojų (diabetinė pėda) pažeidimams.

Labai svarbu atkreipti dėmesį į diabetikų kojas, ypač pėdas, kurios yra potencialiai didesnės rizikos sritys: jose gali vystytis neurologiniai sutrikimai, išemija, atsiradusi dėl periferinių kraujagyslių funkcijos nepakankamumo, metabolinių, aterosklerotinių komplikacijų, sukelta giliųjų audinių destrukcija, formuotis opos, joms atsivėrus – blogai gyti žaizdos, padidėti infekcijų ir sepsio rizika. Tai dažniausiai yra pagrindinės pacientų hospitalizavimo ir apatinių galūnių amputacijų priežastys. Įvertinus statistiškai, ES per metus užregistruojama apie 600 tūkst. diabetinės pėdos pirminių opų ar jų recidyvų, iš kurių apie 15 proc., t.y. 90 tūkst., baigiasi amputacija. Problemos rimtumą atspindi ir vadinamoji „50 taisyklė“: 50 proc. amputacijų atliekama transfemoraliniu/transtibialiniu lygiu, 50 proc. pacientų antroji amputacija įvykdoma mažiau nei 5 metų laikotarpyje, 50 proc. pacientų miršta mažiau nei 5 metų laikotarpyje. Pačios opos infekcija ar išsivystęs osteomielitas taip pat reikšmingai didina amputacijos riziką. Tyrimų gausa ir įvairios metodikos gali padėti nustatyti įvairaus laipsnio neuropatinius ir angiopatinius pėdų būklės pakitimus. Nemaža dalis iš aukščiau išvardintų tyrimų yra pakankamai subjektyvūs ir negali būti panaudojami efektyviai iki klinicinei diagnostikai. Diabetinės pėdos problemiskumą paryškina ir JAV atliktų tyrimų rezultatai – tik apie 53 proc. pacientų, sergančių I tipo, ir 64 proc. sergančiųjų II tipo diabetu pirminės grandies gydytojai atlieka diabetinės pėdos tyrimus, o reguliarius diabetinės pėdos tyrimus atlieka mažiau nei 20 proc. gydytojų.

Šalia gerai žinomų chirurginių metodų – aortoveninių jungčių suformavimo operacijų vis plačiau naudojami ir toliau tobulinami mini intervenciniai metodai – jiems šiuo metu teikiami

prioritetai ir tiek bendroji, tiek kraujagyslių chirurgija vystoma mini invazine ar neinvazine kryptimi.

Pagrindinių žmogaus kraujagyslių projekcinis išsidėstymas parodytas 1.1 pav. a). Jau minėta, kad dėl įvairiausių priežasčių pažeistos kraujagyslių sienelės yra tiesioginės hemostazinių trombozių priežastys, nes pažeidimo vieta yra potenciali trombo formavimosi, prilipimo bei progresavimo vieta. Pažeidimo vietose dėl endotelio disfunkcijos, cirkuliacinių pažeidimų (kraujo sąstovio ar pakitusios architektūros), kraujo hiperkoagulabiliškumo (genetinis arba įgytas sutrikimas krešamumo sutrikimas) atsiranda palankios sąlygos formuoti trombus. Trombozės procesas prasideda, kai pažeidžiamas kraujagyslės sienelės vientisumas. Dėl to atsiveria bazinė membrana, turinti teigiamo kolageno, prie kurio adhezuoja neigiamos kraujo plokštelės, kuriose prasideda biologiniai ir morfologiniai pokyčiai. Kraujagyslių pažeidimas kartu inicijuoja padidintą kraujo krešėjimą – išsiskiria trombinas ir iškrinta fibrinas. Tarp medžiagų atsipalaiduojančių iš agregavusių trombocitų, yra vazokonstriksiškai veikiantis tromboksanas A₂. Spindis siaurėja dėl forminių elementų, pagrinde leukocitų ir eritrocitų kaupimosi fibrino tinkle, dar labiau siaurėja spindis, suardoma kraujo srovės struktūra. Susidaro pakartotiniai fibrino sluoksniai, į kuriuos vėl nusėda kraujo forminiai elementai – taip trombas didėja. Toliau vyksta trombo transformacija: į jį pirmosiomis dienomis įauga kapiliarų, su kuriais patenka fibroblastų bei makrofagų, ir 5-6 dieną trombas stabiliai prisitvirtina prie kraujagyslės sienos. Dažnai trombai gali sukalkėti arba hialinizuotis.

Arterijų trombozė formuojasi aterosklerozės pažeistose aortos ir vidutinio stambumo (širdies vainikinių, smegenų, kojų) arterijose, išopėjus aterosklerotinėms plokštelėms, įplyšus jų fibroziniam stogeliui, sutrikus endotelio sluoksnio vientisumui. Ties aterosklerozine plokšte pradėję formuoti trombai dažnai visai uždaro arterijos spindį. Trombas paprastai būna prikibęs prie pažeistos arterijos sienos, linkęs augti retrogradiškai nuo prisitvirtinimo taško. Aortos neoobturaciniai (pasieniniai trombai) gali atitrūkti ir migruoti į periferiją, dažniausiai smegenis, inkstus, blužnį, sukeldami distalinę embolizaciją.

Venų trombozė paprastai sutinkama net 5 kartus dažniau negu arterijų. Svarbiausiais šio proceso patogenetiniais veiksniais gali būti sulėtėjusi kraujo srovė (esant chroniniam širdies nepakankamumui ar venų vožtuvų patologijai), padidėjęs kraujo plokštelių kiekis ar padidėjusi jų agregacija. Dažniausiai (apie 90%) sutinkama apatinių galūnių – blauzdos, pakinklio, šlaunies giliųjų bei klubinių venų trombozė. Ji stebima maždaug 30 proc. vidutinio ir senyvo amžiaus pacientų, ypač yra dažna po chirurginių operacijų. Labiausiai pavojingi yra nestabilūs, migruojantys arteriniai trombai, veniniai – mažiau pavojingi. Šiuo aspektu sąveika su kraujagyslės intima yra silpniausia trombo fiksacijos ir stabilumo grandis, todėl intravaskuliniai chirurginiai metodai, kurie remiasi plėtiklio nukreipimu į kanalą ir tromboendarerektomija gali būti pakankamai efektyvūs, nes

jie nukreipti į trombo-sienelės sąveikos vietas, lengvai koreguojamas mechaniniais kombinuotais poveikiais.

Taigi, šiuolaikiniai intravaskulinės chirurgijos prietaisai turėtų atitikti šiuos reikalavimus:

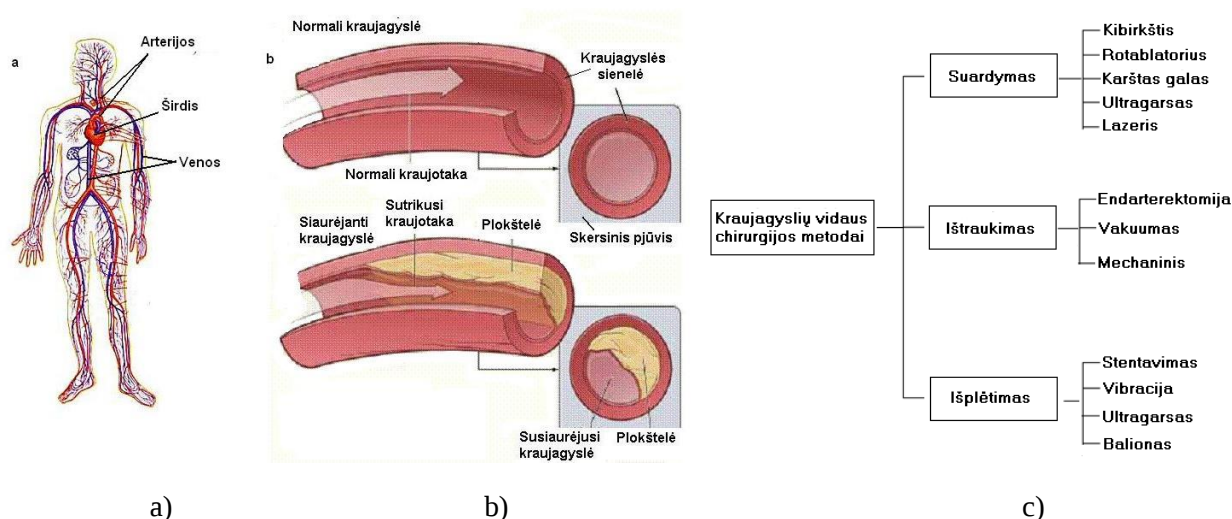
- galimai minimalus kraujagyslės sienelės pažeidimas įvedamu instrumentu (kateteriu);
- minimalus hemodinamikos sutrikdymas procedūros metu. Tai nustatoma pagal kraujagyslės spindžio būklę, kur bus atliekamos manipuliacijos, naujai susiformavusio kanalo simetrijos laipsnį ir išskaidyto trombo dalelių dydį: tiek didelės tiek ir mažesnės dalelės po destrukcijos slinkdamos ir vėl sukibdamos gali sukelti smulkesnių distalinių kraujagyslių embolizaciją;
- paprastas naudojimas ir galimybė kontroliuoti poveikio dydį (intensyvumą) įvairiomis sąlygomis, panaudojant nesudėtingas kraujagyslių būklės vizualizavimo priemones;
- kraujagyslės sienelės spazmų, galinčių sukelti ūmią stenozę ir padidinti pakartotinės trombozės riziką, minimizavimas.

Šiuolaikiniai intravaskulinės chirurgijos metodai pagal poveikio į trombą tipą gali būti skirstomi į 3 grupes (1.1. pav. c)): trombo suardymas disperguojant (išskaidymas); trombo mechaninis, dažniausiai aspiracinis-vaakuminis ištraukimas (pašalinimas) ir jo smulkesnių fragmentų išskaidymas tuo pačiu metu; kraujagyslės praplėtimas (dalinis rekanalizavimas) nepašalinant trombo.

Šalia gerai žinomų chirurginių technologijų vis plačiau pripažįstami tokie nauji metodai, kaip balionas, lazeris ir ultragarsinė angioplastika ir t.t. Vis dėlto pooperacinių komplikacijų ir pakartotinės stenozės atvejai vis dar dažnai pasitaiko[1].

Tiek arterijas, tiek venas gali pažeisti trombozė. Pagrindinių venų ir arterijų išsidėstymai parodyti (1.1. pav. a)). Pažeistos kraujagyslių sienelės yra tiesioginės hemostazinių trombozių priežastys, nes pažeidimo vieta yra ir trombocitų prilipimo bei kaupimosi vieta. Kraujo apytakos sutrikimai (kraujo priplūdimas, stenozė, ateromatiniai užsikimšimai ir t.t.) taip pat didina trombo susidarymo riziką.

Parietalinis (išsisklaidęs) trombas (1.1. pav. b)) atsiranda lokaliai ir laipsniškai plinta į visą vidinį kraujagyslės paviršių. Dėl to didėja fibrinų tinklo susiformavimas parietaliniame trombe ir kraujo krešulys didėja kraujagyslės liumene, kol ji pilnai užsikemša. Be to, fibrinų karkase formuojasi ir plonos „kraujagyslės“. Susiformavusių elementų irimas didina fibrinų ertmes, pripildytas skysčio ir lipidų. Apskritai fibrinas, susiformavę elementai (trombocitai, eritrocitai ir leukocitai), lipidai ir vanduo yra pagrindiniai trombo komponentai.[1 ,5, 6].



1.1 pav. Kraujotaka, jos ligos ir gydymo būdai: a) pagrindinių žmogaus venų ir arterijų išsidėstymo schema, b) trombo susidarymas, c) kraujagyslių vidaus chirurgijos metodai. [5, 6]

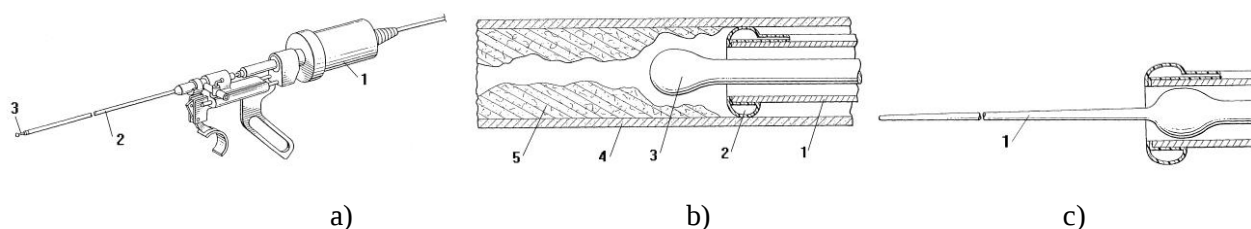
1.2. Patentuotų vibracinių medicininių kateterių ir kraujagyslių valymo metodų analizė

Užsienyje yra užpatentuota nemažai ultragarsinių medicininių įtaisų, skirtų anksčiau aprašytiems susirgimams gydyti. Iki šiol sukurtus ultragarsinius medicininius bangolaidžius sąlyginai galima suskirstyti į tokias grupes pagal tai, koks yra jų pagrindinis nepageidaujamas kraujagyslių darinius ardantis poveikis: mechaninio poveikio; kavitacinio poveikio; kavitacinio – mechaninio poveikio.

Paprastai šie įtaisai turi vienokios ar kitokios formos bangolaidį ar kitus darbinus paviršius, kuriais arba kuriems yra perduodami mechaniniai ultragarsiniai virpesiai. Pagal šios dalies virpesių kryptį (bangolaidžio ašies atžvilgiu) minėtus įtaisyti būtų galima suskirstyti į tokias grupes: išilginių virpesių; skersinių virpesių; lenkimo-išilginių virpesių.

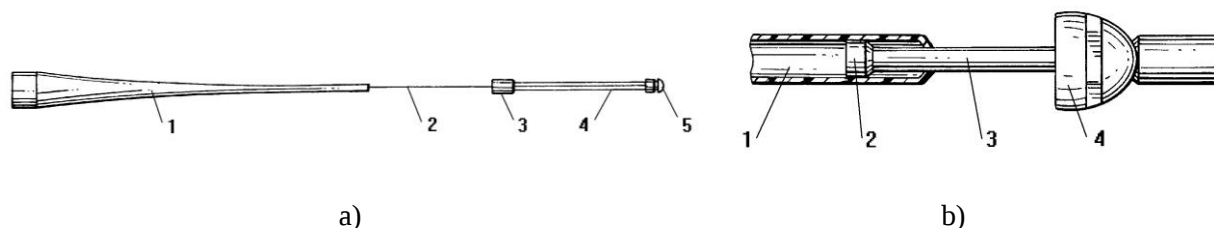
1.2 pav. pavaizduotas vibracinis medicininis įtaisas, skirtas aterosklerozės ar krešulių užblokuotoms kraujagyslėms valyti. Šis įtaisas turi ilgą metalinį lanksčios vielos bangolaidį su kolbos pavidalo galiuku 3, įdėtą į kateterio 2 vidų (1.2 pav. a)). Kolbos pavidalo galiukas liečiasi su kliūtimi kraujagyslėje, o kitas bangolaidžio galas yra prijungtas prie ultragarsinės energijos šaltinio 1. Kaip ultragarsinių virpesių šaltinis yra naudojama pjezokeramika, tačiau gali būti naudojami ir kiti principai. Lankstus bangolaidis 3 perduoda šaltinio energiją į gydymo vietą, o kolbos pavidalo galiuko forma sumažina kraujagyslės sienelės pradūrimo pavojų. Aprašytoje [7] konstrukcijoje lankstus bangolaidis virpa ne tik išilgine savo ašiai kryptimi, bet ir skersine. Tai padidina jo veikimo efektyvumą. Bangolaidžio ilgis yra parenkamas toks, kad jame tilptų sveikas ultragarsinių virpesių pusbangių skaičius, o jo gale susidarytų bangos pūpsnis, t.y. skersinių ir išilginių virpesių amplitudė būtų didžiausia. Taigi bangolaidžio galiukas tuo pačiu metu virpa skersine ir išilgine kryptimis. Šis ultragarsinio dažnio judesys ir naudojamas kraujagyslėse susidariusioms kliūtims

ardyti. Be to, ultragarsiniai bangolaidžio galo virpesiai sukuria turbulenciją ir burbuliukus, taip pat gali pradėti vykti kavitacija, kuri taip pat ardančiai veikia kraujagyslėse esančias apnašas.



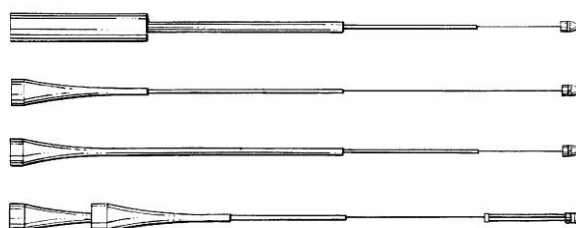
1.2 pav. Ultragarsinis medicininis įtaisas (US Patent No. 4 870 953) : a) įrenginio vaizdas (čia: 1– ultragarsinių virpesių generatorius; 2 – kateteris; 3 – aktyvus elementas (bangolaidis)), b) veikimo principas (čia: 1 – kateteris; 2 – pripučiamas žiedas; 3 – bangolaidis su lašo formos galiuku; 4 – kraujagyslės sienelė; 5 – susikaupusios apnašos), c) bangolaidžio galiukas su plona labai lanksčia dalimi – 1. [7]

1.2 pav. b) pavaizduota bangolaidžio darbinė padėtis. Kateterio įvedimo į kraujagyslę metu, bangolaidis 3 yra įtrauktas į kateterio vamzdelį 1. Pasiekus gydymo vietą, kurioje kraujagyslės sienelės yra padengusios apnašos 5, bangolaidžio galiukas yra išstumiamas iš kateterio vamzdelio taip, kad liestųsi su šiomis nepageidaujamomis apnašomis. Tada yra įjungiamas ultragarsinės energijos šaltinis, tiekiantis nuolatinę arba pulsuojančią energiją per visą bangolaidžio ilgį į jo galiuką, o per jį į aplinką. Kad būtų išvengta bangolaidžio perkaitimo, energijos šaltinis turėtų dirbti impulsiniu režimu, kadangi įkaitęs bangolaidis gali lengvai pradurti kraujagyslės sienelę. Kateteris taip pat gali turėti pripučiamą žiedą 2. Įvedus kateterį į reikiamą vietą, šis žiedelis yra pripučiamas ir taip fiksuoja kateterio padėtį, užsandarina gydymo zoną bei centruoja bangolaidžio galiuką kraujagyslės atžvilgiu [7]. Siūloma ir kitokia bangolaidžio galiuko konstrukcija, kaip pavaizduota 1.2 pav. c). Bangolaidis gali būti papildytas plona labai lanksčia dalimi 1. Ši dalis gali būti nuo 10 iki 20 mm ilgio ir kateterio įvedimo metu nepaslepia kateterio vamzdelyje. Kadangi ši dalis yra labai lanksti, tai ji, sutikusi savo kelyje kliūtį ar atsirėmusi į kraujagyslės sienelę, užsilenkia ir dirba kaip spyruoklė. Tada sumažėja pavojus, kad įvedant kateterį bus pradurta kraujagyslės sienelė. Tačiau tokios sudėtingos formos bangolaidžio galiuką yra gana sudėtinga pagaminti. Aprašytoje konstrukcijoje kaip aktyvi dalis yra naudojamas tik bangolaidžio galiukas. Tačiau jo matmenys ir paviršiaus plotas yra labai nedideli ir naudingas poveikis yra sukonzentruotas tik bangolaidžio galiuko zonoje. Todėl toks įtaisas negali pakankamai greitai šalinti kraujagyslių apnašų. 1.3 pav. pavaizduota sudėtinė kito panašios paskirties medicininio įtaiso ultragarsinių virpesių perdavimo sistema. [8]



1.3 pav. Ultragarsinis medicininis įtaisas (US Patent No. 5 971 949): a) Sudėtinė ultragarsinių virpesių perdavimo sistema (čia: 1– virpesių koncentratorius; 2 – bangolaidis; 3 – jungtis; 4 – didelio lankstumo elementai; 5 – antgalis), b) ultragarsinio bangolaidžio galiuko konstrukcija (čia: 1 – įvedimo vielos vamzdelis; 2 – fiksatorius; 3 – apsauginis įdėklas; 4 – antgalis). [8]

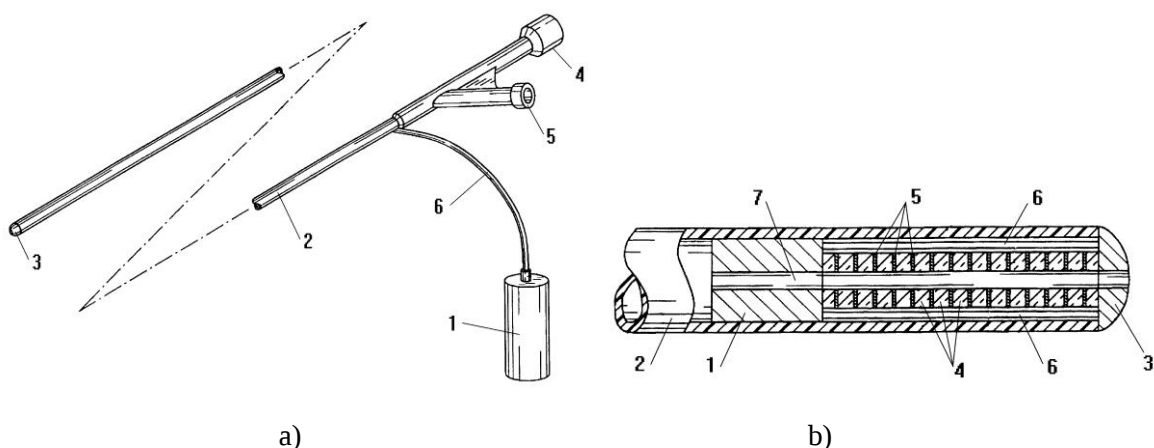
1.3 pav. a) pateikta sistema [8] gali būti naudojama kartu su kateteriu ir įvedimo viela. Ji turi ultragarsinių virpesių koncentratorių 1, pagamintą iš aliuminio, bangolaidį 2, pagamintą iš titano ar kitų medžiagų, turinčių didelę tempimo stiprumo ribą. Prie bangolaidžio 2 per jungtį 3 yra jungiamas sudėtinis didelio lankstumo elementas 4. Šis elementas yra sudarytas iš trijų plonų titano vielučių, išdėstytų taip, kad sudarytų lygiakraštį trikampį. Bangolaidį užbaigia antgalis 5. Šio antgalio forma yra parinkta taip, kad efektyviai paskirstytų ultragarsinę energiją ir ji taip pat priklauso nuo to, kokią funkciją bangolaidis turi atlikti. Visos paminėtos dalys yra padengtos specialia koroziją ir trintį mažinančia danga. Šios dalys gali būti sujungtos įvairiais būdais – movomis, suvirinant, sriegininėmis jungtimis ar kitais. Dalių ilgiai yra parinkti taip, kad sujungimų vietos būtų stovinčios bangos mazguose. Bendras bangolaidžio ilgis yra parinktas taip, kad jo galiukas būtų stovinčios bangos pūpsnyje ir virpėtų didžiausia amplitude. Prijungtas prie ultragarsinių virpesių šaltinio 1.3 pav. a) pavaizduotas bangolaidis virpa rezonansiniu dažniu išilgine (ašies atžvilgiu) kryptimi [8]. Bangolaidžio antgalyje yra įtaisytas radiografinis žymeklis – tai palengvina jo stebėjimą įvedimo ir darbo metu. Aprašyto bangolaidžio galiuko konstrukcija pavaizduota 1.3 pav. b). Vamzdelyje 1 įtaisytas tuščiaviduris apsauginis įdėklas 3 su fiksatoriumi 2. Prie įdėklo yra pritvirtintas bangolaidžio antgalis 4. Tokia konstrukcija leidžia naudoti bangolaidį kartu su įvedimo viela, praveriant ją per detales 1, 3 ir 4. Taip pat siūlomi ir kiti [8] aprašyto bangolaidžio konstrukcijų variantai, kaip parodyta 1.4 pav.



1.4 pav. Įvairūs ultragarsinio bangolaidžio konstrukcijų variantai. [8]

Kaip matyti 1.4 pav., bangolaidis gali būti surinktas iš įvairių elementų, atsižvelgiant į tai, kam jis bus naudojamas, ir į norimą pasiekti rezultatą. Tačiau čia ir galima įžvelgti didžiausią jo trūkumą – bangolaidį sudaro daug iš skirtingų medžiagų pagamintų ir įvairiais būdais sujungtų detalių. Tokių detalių gamyba, jų sujungimas ir bangolaidžio surinkimas yra labai sudėtingi, o tai turėtų labai smarkiai pabranginti patį bangolaidį. Be to labai padidėja bangolaidžio gedimų tikimybė. Kitas trūkumas – šiame bangolaidį kavitacijai sukelti ir mechaniškai medžiagą veikti yra naudojami tik bangolaidžio antgalio išilginiai virpesiai. Kadangi šio antgalio paviršiaus plotas yra labai mažas, vadinasi, visas naudingas poveikis yra sukoncentruotas šioje nedidelėje zonoje. Taigi, toks bangolaidis negalėtų pakankamai greitai išvalyti didelio kraujagyslių apnašų kiekio.

Dar viena vibracinio kateterio konstrukcija pateikta 1.5 pav. a). Pagrindinis šios konstrukcijos skirtumas nuo anksčiau nagrinėtų – joje nėra ultragarsinius mechaninius virpesius perduodančios dalies (bangolaidžio) [9]. Čia ultragarsinių virpesių generatorius yra tiesiogiai sumontuotas tolimajame kateterio vamzdelio gale 3. Maitinimo šaltinis 1 per elektros laidus 6, besitęsiančius per visą kateterio 2 ilgį iki jo tolimiausio galo, perduoda aukšto dažnio elektrinį signalą mechaninių virpesių generatoriui, kuris paverčia jį išilginiais (bangolaidžio ašiai) ultragarsiniais darbinio paviršiaus 3 virpesiais. Nuo šio darbinio paviršiaus ultragarsinė energija yra išspinduliuojama į aplinką ir naudojama trim būdais: vienu atveju kraujagyslėse esančios apnašos yra ardamos jas veikiant tik mechaniškai, kitu atveju kartu gali būti tiekiami apnašas ardantys vaistai, o trečiu atveju bangolaidžio galiukas visai nesiliečia su medžiaga, o tik aktyvina į gydymo zoną tiekiamų vaistų veikimą. Vaistai į gydymo zoną yra tiekiami ir pašaliniai produktai nusiurbiami per angą 5 (1.5 pav. a)). Bangolaidis taip pat gali būti naudojamas su įvedimo viela, kuri yra įvedama per angą 4.

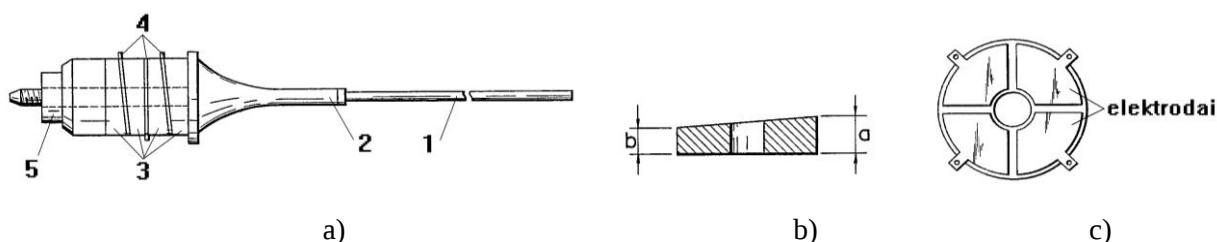


1.5 pav. Ultragarsinis medicininis įtaisas (US Patent No. 4 961 424): a) Vibracinis kateteris su tolimajame gale sumontuotu ultragarsiniu generatorium (čia: 1– maitinimo šaltinis; 2 – kateterio vamzdelis; 3 – darbinis paviršius; 4 – įvedimo vielos anga; 5 – vaistų įvedimo-nusiurbimo anga; 6 – elektros laidas); b) ultragarsinių virpesių generatoriaus kateterio galiuke (čia: 1 – balastas; 2 – kateterio vamzdelis; 3 – antgalis; 4 – pjezokeraminiai diskeliai; 5 – elektrodai; 6 – smeigė; 7 – kiaurymė). [9]

Kateterio vamzdelis 2 turi vieną ar keletą papildomų kanalų, kuriose gali būti nutiesti elektros laidai, įvesta įvedimo viela ir tiekiami vaistai. Šio vamzdelio skersmuo yra nuo 2 - 4 mm.

Ultragarsinių virpesių generatoriaus, naudojamo aprašytoje konstrukcijoje, pjūvis pateiktas 1.5 pav. b). Kaip aktyvus elementas yra naudojamos pjezokeraminės plokštelės 4, prie kurių per elektrodus 5 yra prijungiamas elektrinis signalas. Plokštelės dedamos tarp balastinės masės 1 ir antgalio 3, kurie yra sujungti smeigėmis 6. Išilgai šios konstrukcijos eina kiaurymė 7. Prijungus rezonansinio dažnio elektrinį signalą, antgalis 3 ima virpėti išilgine kryptimi, kadangi jo masė yra daug mažesnė negu balasto 1 masė. Elektrinio signalo įtampos intervalas yra nuo 10 V iki 200 V, o pasiekama mechaninių virpesių amplitudė – 0.05 μm iki 20 μm [9]. Tikrai išilginiais virpesiais virpančio bangolaidžio galiuko 3 (1.5 pav. b)) paviršiaus plotas yra labai mažas, vadinasi, ir jo naudingas poveikis yra apribotas šios siauros zonos. Be to, tokiu būdu gautų išilginių virpesių amplitudė taip pat yra labai nedidelė ir jos gali nepakakti kavitacijos reiškiniui sukelti. Tokiu atveju apnašų ardymas vyktų arba tikrai dėl grynai mechaninio poveikio bangolaidžio galiukui liečiantis su apnašomis ir/arba dėl tirpinančių vaistų poveikio. Taigi šio įtaiso veikimo efektyvumas gali būti nedaug didesnis nei naudojant įprastinius gydymo metodus. Dar viena neigiama šio įtaiso savybė yra ta, kad elektrinis signalas (nuo 10 V iki 200 V) turi būti tiekiamas iki pat gydymo vietos, o ne lieka išorėje, todėl sumažėja tokio įtaiso naudojimo saugumas paciento atžvilgiu.

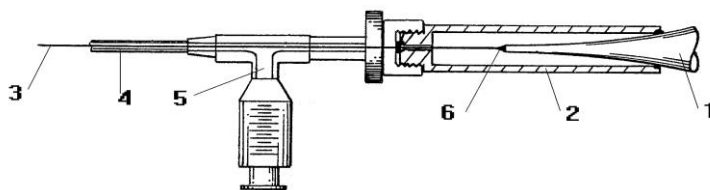
Bangolaidžio efektyvumui padidinti [10] siūloma jo galiuką virpinti ne tikrai išilgine (bangolaidžio ašies atžvilgiu) kryptimi, bet papildomai dar ir skersine. Tokiam judesiu gauti bangolaidžio konstrukcija pateikta 1.6 pav. Šio įtaiso ultragarsinių virpesių generatoriuje naudojami pjezokeraminiai elementai. Jų generuojami mechaniniai virpesiai, sustiprinti koncentratoriaus 2, perduodami lanksčiam bangolaidžio elementui 1, kurio galiukas vienu metu virpa ir skersine, ir išilgine kryptimi. Judėdamas tokiu sudėtinio judesio bangolaidžio galiukas mechaniškai ardo kraujagyslėje esančias nepageidaujamas kliūtis. Sudėtiniam judesiui gauti siūlomi keli būdai, pvz., panaudoti pleišto formos pjezokeramines plokšteles (1.12 pav. a) ar plokšteles su padalintais elektrodais (1.12 pav. b) [10].



1.6 pav. Ultragarsinis medicininis įtaisas (US Patent No. 4 920 954): a) Skersinių - išilginių virpesių vibracinis bangolaidis (čia: 1 – viela; 2 – koncentratorius; 3 – pjezokeraminės plokštelės; 4 – elektrodai; 5 – veržlė), b) pleišto formos pjezokeraminės plokštelės sudėtiniam virpesiams gauti: c) pjezokeraminės plokštelės sudėtiniam virpesiams gauti su padalintais elektrodais. [10]

Konstrukcijoje pleišto formos pjezokeraminėmis plokštelėmis dėl nevienodo storio sukuriamas nesimetrinis poslinkis ašies atžvilgiu, todėl virpesiai yra nukreipti ne tiksliai lygiagrečiai tai ašiai, bet ir tam tikru kampu. Panašus rezultatas gaunamas ir panaudojus vienodo storio pjezokeramines plokšteles su padalintais elektrodais (1.6 pav. c). Tam tikra seka prijungiant elektrodų segmentus, taip pat gaunami nesimetriniai ašies atžvilgiu virpesiai. Toks virpesių generavimo būdas leidžia efektyviau panaudoti bangolaidį, tačiau šiame įtaise taip pat naudojami tiksliai jo galiuko virpesiai ir naudingas poveikis sukoncentruotas nedidelyje zonoje. Be to, skersiniai virpesiai čia veikia jau nuo pat lankstaus elemento prijungimo prie koncentratoriaus vietos. Vadinasi, tokią jungtį veikia ne tik ašinės, bet ir statmenos ašiai jėgos, dėl to padidėja tikimybė kad lankstusis elementas šioje vietoje gali nulūžti.

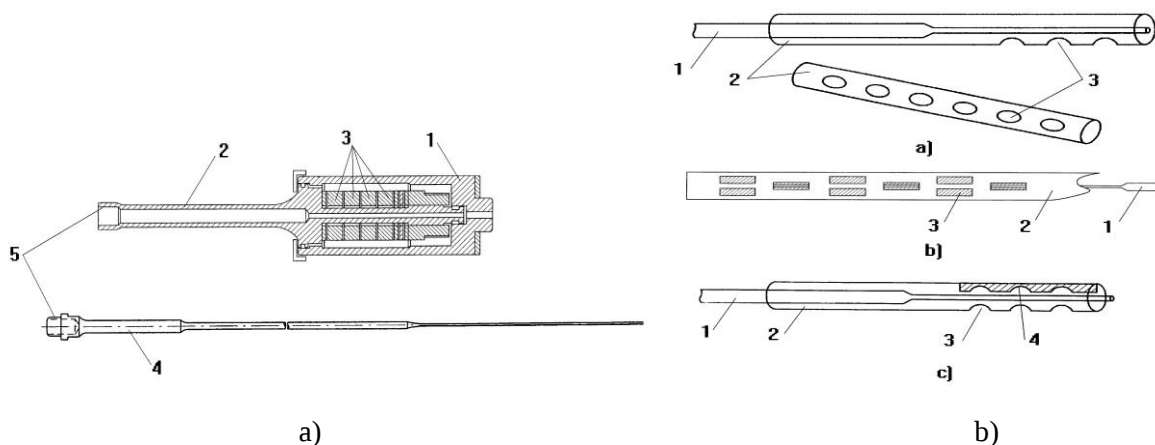
Šias problemas bandoma spręsti naudojant 1.7 pav. pavaizduotą ultragarsinį įtaisą [11]. Įtaisą sudaro prie mechaninių virpesių generatoriaus jungiamas eksponentinio paviršiaus koncentratorius 1, prie kurio (virpesių mazgo vietoje) yra pritvirtintas vamzdelis 2. Prie šio vamzdelio yra tvirtinamas konteineris 5, prie kurio taip pat jungiamas kateterio vamzdelis 4. Lankstus bangolaidis yra prijungtas prie tolimiausio koncentratoriaus 1 galo per jungtį 6. Sujungimo vietai 6 virpant skersine kryptimi, padidėja bangolaidžio lūžimo šioje vietoje tikimybė. Todėl [11] siūloma šioje vietoje bangolaidžio skersinius virpesius slopinti praveriant jį pro vamzdelio 2 kiaurymę, kurioje įtaisytas sandarinimo – slopinimo elementas. Tokiu būdu vamzdelio 2 aplinkoje bangolaidis 3 virpa tiksliai išilginiais virpesiais, kurie yra ne tokie pavojingi jungčiai 6. Taip pat siūloma parinkti tinkamą bangolaidžio 3 medžiagą, turinčią didelę proporcingumo ribą ir santykinę deformaciją, pvz., titaną. Iš tokios medžiagos pagamintas bangolaidis gali atlaikyti didesnes darbo metu susidarančias apkrovas. Bangolaidžio skersmuo yra apie 1 mm. Esant tokiam storiui, ultragarsinė energija yra perduodama efektyviausiai. Eksponentinio paviršiaus koncentratorius 1 nesukuria papildomų nepageidaujamų dažnių ir harmonikų arba jas nuslopina, todėl į bangolaidį 3 yra perduodami tik reikiamo dažnio virpesiai. Sujungimo 6 vieta yra parinkta taip, kad joje būtų išilginės stovinčios bangos pūpsnis. Šis jungtis sudaroma lituojant arba presuojant.



1.7 pav. Ultragarsinis kavitacinio poveikio įtaisas (US Patent No. 6 551 337) (čia: 1 – koncentratorius; 2 – vamzdelis; 3 – lankstus bangolaidis; 4 – kateterio vamzdelis; 5 – konteineris; 6 – jungtis). [11]

Anksčiau aprašytoje konstrukcijoje, kaip ir kitose čia nagrinėtose, pagrindiniais yra laikomi virpesiai, nukreipti lygiagrečiai bangolaidžio ašiai, o skersiniai virpesiai yra papildomai slopinami. Nors tai ir padidina bangolaidžio jungimo prie koncentratoriaus patikimumą, tačiau vien tik išilginių virpesių gali nepakakti pakankamai intensyviai kavitacijai sukelti.

Kad vyktų intensyvus kavitacijos procesas, siūloma naudoti skersinius virpesius [11,12]. Tokio įtaiso konstrukcija pateikta 1.8 pav. a) Ultragarsinių virpesių generatorius generuoja virpesius išilgai savo ašies. Mechaniniams virpesiams generuoti generatoriuje yra naudojamos pjezokeraminės plokštelės 3. Ultragarsiniai virpesiai, sustiprinti koncentratoriaus 2, yra perduodami kintamo laiptuoto skerspjūvio bangolaidžiui 4. Prie koncentratoriaus 2 bangolaidis yra prijungtas per srieginę jungtį 5. Laiptuoti bangolaidžio skerspjūviai veikia kaip papildomi virpesių koncentratoriai ir yra parinkti taip, kad perduotų tikrai išilginius virpesius. Bangolaidis 4 yra pagamintas iš vientiso tinkamos medžiagos strypo ir neturi jungčių, dėl to labai padidėja jo patikimumas. Toliausia bangolaidžio dalis yra parinkta taip, kad išilginius virpesius paverstų stovinčia banga visame jos ilgyje. Stovinti banga sukuria tam tikrą kiekį mazgų ir pūpsnių, pasikartojančių išilgai šios dalies. Kiekvienas pūpsnis skystyje sukuria kavitaciją, kuri sukelia kraujagyslėje esančių apnašų ar kitų kliūčių ardymą. Taigi, naudingas poveikis yra sukuriamas visame bangolaidžio lanksčios dalies ilgyje ir visas jos paviršius gali būti panaudotas ardymui – priešingai negu konstrukcijose, kuriose dirba tik bangolaidžio galiukas. Dėl to įtaiso su tokiu bangolaidžiu efektyvumas turėtų smarkiai padidėti.

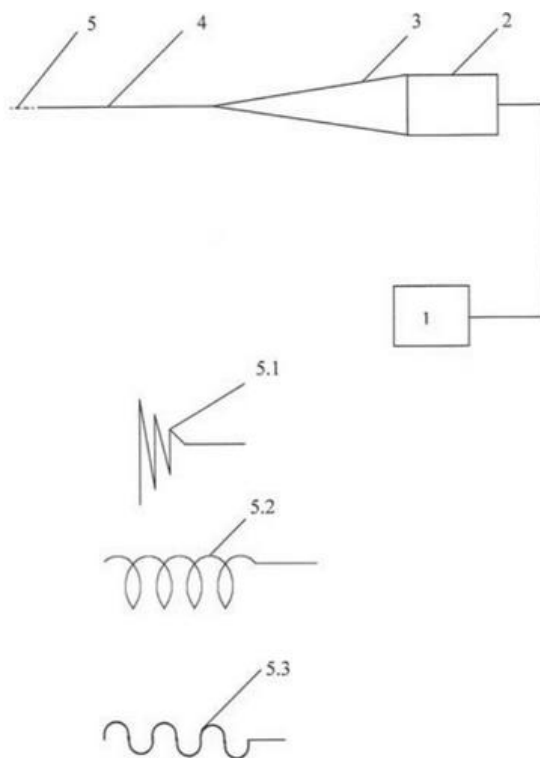


1.8 pav. Ultragarsinis kavitacinio poveikio įtaisas (US Patent No. 6 551 337): a) skersinių ultragarsinių virpesių medicininis įtaisas su kintamo skerspjūvio bangolaidžiu (čia: 1 – korpusas; 2 – koncentratorius; 3 – pjezokeraminės plokštelės; 4 – kintamo skerspjūvio bangolaidis 5 – srieginė jungtis), b) įmovos, naudojamos kartu su skersinių virpesių ultragarsiniu bangolaidžiu (čia: 1 – kintamo skerspjūvio bangolaidis; 2 – vamzdelis; 3 – kiaurymės; 4 – reflektoriai).[11]

Kad į kraujagyslę įvestas bangolaidis darbo metu nepažeistų sveikų kraujagyslių sienelių [8], siūloma naudoti specialios konstrukcijos įmovas, kaip pavaizduota 1.8 pav. b). Bangolaidis 1

yra įdėtas į vamzdelį 2, kuris gali turėti įvairių formų įvairiai išdėstytas kiaurymes 3 (1.8 pav. b)) Vamzdelis 2 apsaugo kraujagyslės sienelės nuo mechaninio ir terminio bangolaidžio 1 poveikio, o kavitacinė energija nekliudomai yra perduodama per kiaurymes 2. Vadinasi, kavitacinė energija nukreipiama pageidaujama kryptimi ir/arba papildomai sukoncentruojama ir sustiprinama reflektoriuose 4 (1.8 pav. b)), kurie gali būti įtaisyti vamzdelyje 2.

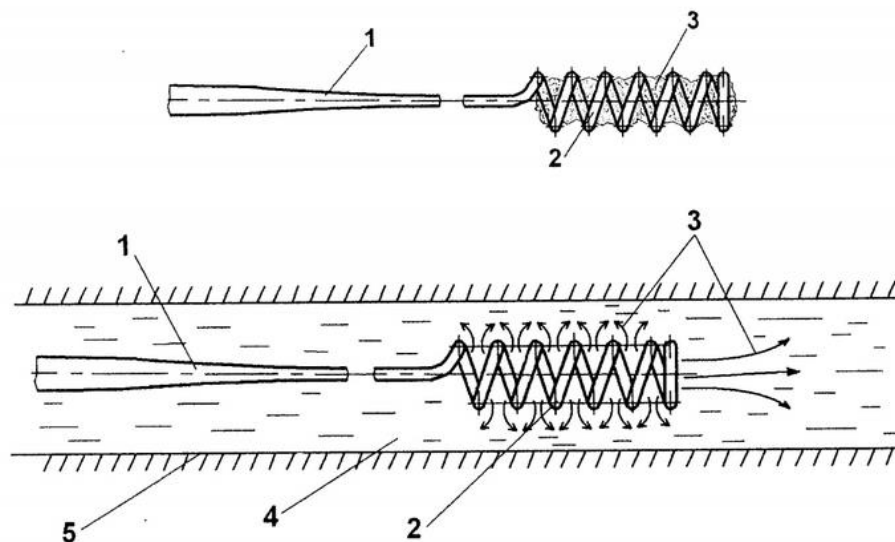
Kauno technologijos universiteto (KTU) mokslininkai taip pat aktyviai dalyvauja kraujagyslių valymo įrenginių kūrimo ir tyrimo procese. Lietuvos patentų duomenų bazėje galima aptikti tiek nacionalinių tiek tarptautinių patentų ir jų paraiškų. Pirmoji tokio įrenginio paraiška pateikta dar 2006 m. (paraiškos Nr. 2006 092). Šioje paraiškoje patentuojamas ultragarsinis kateteris susideda iš ultragarso šaltinio, kurį sudaro aukšto dažnio generatorius (1) su pjezokeitikliu (2), nuosekliai prijungtų mechaninių virpesių koncentratoriaus (3), metalinės vielos zondo (4), kur metalinės vielos zondo laisvasis galas (5) pagamintas iš metalo lydinio, turinčio atmintį, kuris, pjezokeitiklio (2) sužadintų virpesių poveikyje, keičia temperatūrą ir įgauna formą, suformuotą metalo atmintyje. Metalinės vielos zondo (4) laisvojo galo (5) suteikta atminties forma pasirinktinai yra kūgio formos spiralė, cilindro formos spiralė arba sraigto forma (žr. 1.9 pav.). [13]



1.9 pav. KTU mokslininkų sukurtas ultragarsinis kateteris (LT paraiškos Nr. 2006 092). [13]

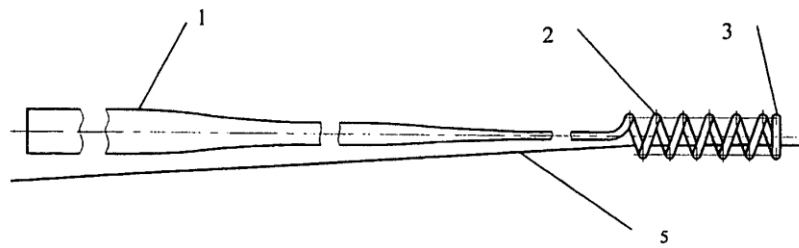
2008 m. KTU mokslininkai pateikė LR išradimo paraišką Nr. LT 2008 105 „Ultragarsinis kraujagyslių vidinių sienelių valymo įrenginys“ (1.10 pav.). Paraiškoje pateikiama medicininis kraujagyslių valymo įrenginys, kurio tikslas – kraujagyslių valymo efektyvumo didinimas su mažesnėmis energijos sąnaudomis. Šis tikslas pasiekiamas tuo, kad ultragarsiniame bangolaidyje

vidiniam kraujagyslių valymui, susidedančiame iš vielos su kintamu skerspjūviu ir darbine dalimi, kuri yra spiralės formos ir į kurią patalpinamos vaistų transportavimo nanosistemos: nanodalelės, nanosferos, nanokapsulės ir hidrogeliai. Aukšto dažnio mechaniniai virpesiai iš pjezokeitiklio perduodami į metalinę vielą, kurie sklinda visu jos ilgiu į darbinę dalį, kuri yra spiralės formos. Dėka savo formos spiralinis antgalis į ją patalpina tam tikrą kiekį vaistų nanodalelių pavidalu ir tai leidžia tiksliai paduoti vaistus į nustatytą (pažeidimo) vietą. Prietaisui veikiant mechaninis spiralės darbas, padidėjusi temperatūra ir hidrodinaminiai procesai kraujyje pagreitina nanodalelių pasiskirstymą darbiniam lauke (pažeidimo vietoje). Pasklidusios nanodalelės, veikiamos koncentruotos energijos per metalinę vielą ir spiralinį galą, sukelia kavitacinius procesus skystyje (kraujagyslėje esančiame kraujyje). Kavitacinis procesas pasiskirsto per visą spiralės ilgį radialine kryptimi, o spiralės gale – horizontalia kryptimi. Kavitacinio proceso metu skystyje (kraujyje) susidaro mikroburbuliukai, kurių sprogo energija ardo ant vidinių kraujagyslių sienelių esančias apnašas ir pašalina kraujagyslės užsikimšimą. [14]



1.10 pav. KTU mokslininkų sukurtas ultragarsinis kraujagyslių vidinių sienelių valymo įrenginys (paraiškos Nr. LT 2008 105) (čia: 1 – bangolaidis, 2 – bangolaidžio darbinė dalis, 3 – nanodalelės, 4 – kraujas, 5 – indas). [14]

Tie patys KTU mokslininkai kartu su kolegomis iš Baltarusijos yra pateikę Europinio patento paraišką (paraiškos Nr. EP 2 065 002 A1), „Ultrasound wave guide wire for internal blood vessels cleaning“. Šio įrenginio veikimo principas yra analogiškas LR patento paraiškoje Nr. LT 2008 105 aprašytam veikimo principui, tačiau šio įrenginio naujumas pagrįstas tuo, kad jo konstrukcijoje papildomai naudojama plona viela (žr. 1.11 pav.). [15]



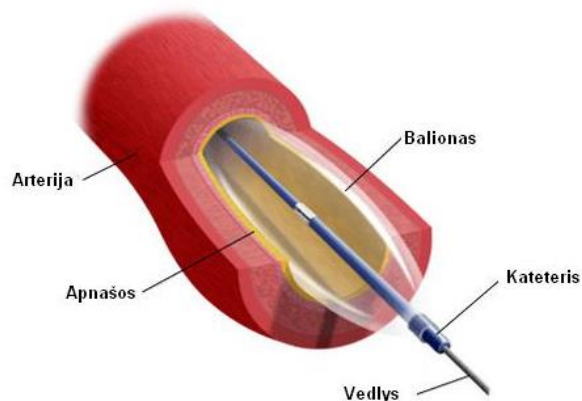
1.9 pav. KTU mokslinių siūloma medicininio kraujagyslių valymo bangolaidžio schema (Paraiškos Nr. EP 2 065 002 A1) .[15]

Išanalizavus Lietuvos ir užsienio mokslininkų sukurtų vibracinių medicininių įtaisų veikimo principus ir konstrukcijas, galima įvertinti jų privalumus ir trūkumus, į kuriuos reikėtų atkreipti dėmesį konstruojant tokio tipo įtaisus. Pageidautina, kad kraujagyslėms nuo apnašų ir kitų, jose susidarančių nepageidaujamų kliūčių, valyti skirtų įtaiso bangolaidis dirbtų ir skersinių ir išilginių virpesių režimu, galėtų kraujagysles valyti mechaniškai ir (arba) dėl kavitacijos poveikio. Jis turėtų būti pakankamai lankstus ir mažo skersmens, turėti kiek galima mažiau jungčių, turėtų veikti impulsiniu režimu.

Praplėtimu paremti metodai kraujagyslių valymo metodai

Daugybinis instrumentinis praplėtimas su laipsniškai didėjančio skersmens plėtikliais yra pats paprasčiausias praplėtimo variantas.

Baliono praplėtimas, koronarinę angioplastiką, paremtą baliono kateteriu, pasiūlė Gruentzig 1977 m. Tai buvo modifikuota Dotter ir Judckins periferinėms kraujagyslėms taikyto metodo versija. Baliono praplėtimas nėra specifinis radikalaus trombozių gydymo metodas. Tačiau vėlyvose aterosklerozės stadijose esančių pacientų gydymas balionu taip pat susijęs su parietaliniais trombais. Nors baliono praplėtimas iš pradžių buvo naudojamas gydyti tik labai specifinius (idealius) atvejus, dabar jis naudojamas daugybinių ir gausių okliuzijų atvejais. (1.10 pav.).[16]



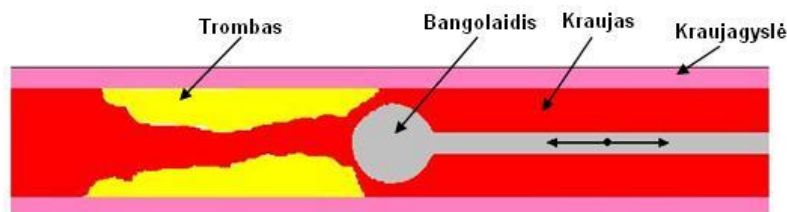
1.10 pav. Kraujagyslės išplėtimas balionu. [16]

Pagrindinis šios procedūros mechanizmas paremtas aterosklerozinio trombo mechaniniu suspaudimu ir sutraiškymu bei vaskulinės sienelės praplėtimu. Kai pacientai yra vėlyvoje aterosklerozės stadijoje, tai sukelia endotelio nusilupimą ir trombo suirimą. Parietaliniai trombai išstumiami į kraujagyslės liumeną, kai tuo tarpu intimos pažeidimas gali sukelti naujų trombų susidarymą.

Pagrindinės baliono angioplastikos problemas yra:

- pažeistos kraujagyslės susisukimas gali apsunkinti įvadinio laido ir baliono kateterio praėjimą;
- įvadinis laidas negali praeiti per pilnai užsikimšusią kraujagyslę;
- kietos nuosėdos nesuspaudžiamos net esant aukštam spaudimui balione;
- elastingos nuosėdos gali tuoj pat po baliono spaudimo sumažinimo atgauti savo ankstesnę formą;
- baliono padidėjimas gali sukelti nekontroliuojamą kraujagyslės sienelės pažeidimą.

Ultragarsinis praplėtimas buvo sukurtas Rusijoje 1986 m. Ši procedūra suspaudžia ir modifikuoja intravaskulinių nuosėdų struktūrą didelio ir vidutinio dydžio arterijose [16,17]. Ultragarsinių instrumentų ilgis yra iki 500 mm. Į kraujagyslę įvestas instrumentas virpa išilgine ir skersine kryptimi esant 26.5 kHz dažniui. (1.11 pav.).

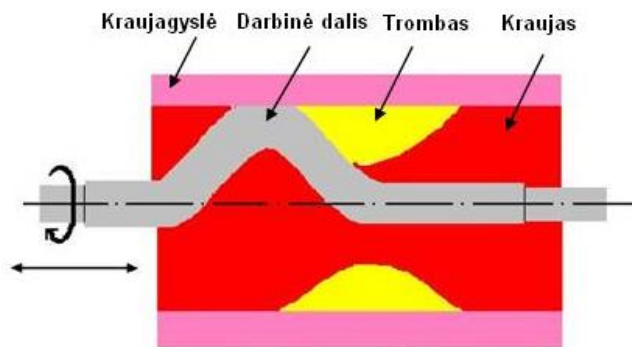


26

Šis metodas yra ultragarsinės angiochirurgijos dalis, nauja chirurgijos kryptis, kuri buvo plačiai taikoma Rusijoje nuo ankstyvųjų 1970-tųjų [16].

Ultragarstinė angiochirurgija suderina šias ultragarso savybes: gebėjimą sukurti atrankinį poveikį patologiniam pažeidimui (pvz., suspausti ir dalinai išskaidyti intravaskulines nuosėdas), nedidelį traumavimo lygį, paprastą proceso parametrų kontrolę (amplitudę, vidutinę galią ir t.t.) priklausomai nuo pažeidimo sunkumo ir t.t. Papildomas vaistų įvedimas gali padidinti kraujagyslės sienelės atsparumą trombam. Nuo 1980ųjų susidomėjimas ultragarsine angioplastika auga visame pasaulyje. Kaip ten bebūtų, kraujagyslės sienelės pažeidimo ir pradūrimo rizikos faktoriai, kurie neatsiejami nuo šių metodų, išlieka nepakankamai ištirti. Ultragarstinio spinduliavimo kontrolės metodai nuolat tobulinami.

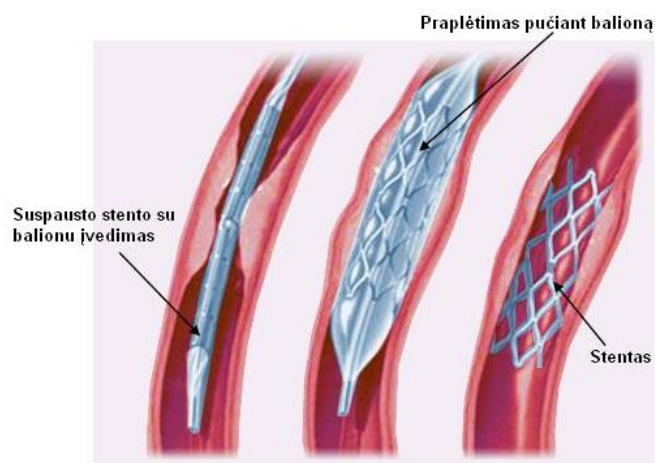
Vibracinė angioplastika remiasi metalinio laido mechaninių vibracijų energija 100-400 Hz dažnio intervale. Šios vibracijos palengvina kanalų suformavimą tuščiavidurėse okliuzijose ir modifikuoja intravaskulinių nuosėdų savybes. Tai pagerina tolesnio baliono praplėtimo efektyvumą ir sumažina intimos pažeidimo riziką. Be to, pasirodė, kad vibracinis gydymas sumažina kraujagyslių sienelių spazmus. Literatūroje [16] šis metodas aprašomas kaip sėkmingai įgyvendintas vibromechaninis kojos kraujagyslių ir inkstų bei koronarinių arterijų praplėtimas, naudojant lenktą rotacinį kateterį (1.12 pav.), besisukantį 50-300 aps/min. greičiu.



1.12 pav. Kraujagyslės vibromechaninis išplėtimas. [16]

Pagrindinis šio metodo privalumas yra kontroliuojamas vibromechaninio kateterio valdymas, nesukeliant tos srities kraujo apytakos blokavimo.

Stentavimas remiasi metalinio tinklo vamzdelių (stentų), skirtų praplėsti kraujagyslės liumeną ir spausti endotelio fragmentus į intimos paviršių, naudojimu. Stentavimo procedūra (1.13 pav.) apima suspausto stento su balionu įvedimą į pažeistą vietą ir jos tolesnį praplėtimą pučiant balioną ar kitu metodu.



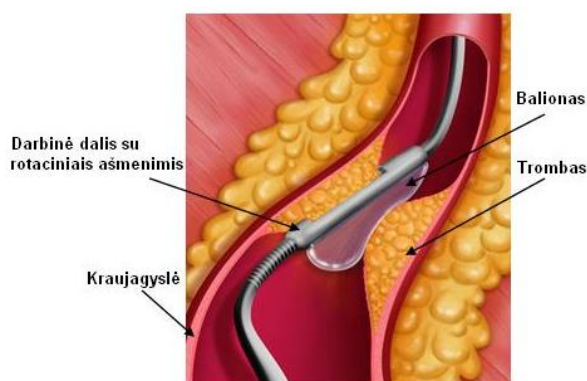
1.13 pav. Kraujagyslių praplėtimas stentu (stentavimas). [16]

Remiantis medicinine statistika, kombinuotas stentavimo ir baliono angioplastikos naudojimas padeda žymiai sumažinti pakartotinės pooperacinės stenozės atsiradimą. Pagrindiniai stentavimo trūkumai yra sudėtingas pravedimas per susisukusias kraujagysles ir santykinai aukšta kaina.

Ištraukimu paremti metodai

Paprasčiausi ištraukimo metodai yra vakuumo aspiracija ir intravaskulinių nuosėdų pašalinimas su Fogarty bangolaidžiu [16].

Simpson (transluminalinės endarterektomijos kateteris) kateteriai yra naudojami mediciniam ištraukimui. Simpson kateteris yra naudojamas tiesioginei koronarinei aterektomijai. Jo darbinis galiukas yra metalinis vamzdelis, su 10 mm ilgio kanojos formos langeliu ir cilindriniais rotaciniais ašmenimis (sukimosi greitis 2000 aps/min.) (1.14 pav.). Kateteris užfiksuojamas išpučiant balioną.

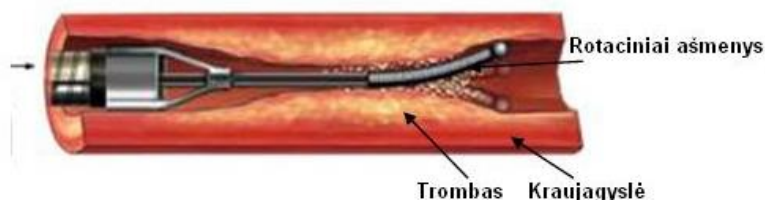


1.14 pav. Kraujagyslių valymas su Simpson kateteriu [16]

Pjovimo nuosėdos kaupiamos kateteryje ir pašalinamos, kai jis ištraukiamas (70 proc. pjovimo likučių yra vidurinio dangalo fragmentai). Nors pakartotinė stenozė atsiranda pakankamai

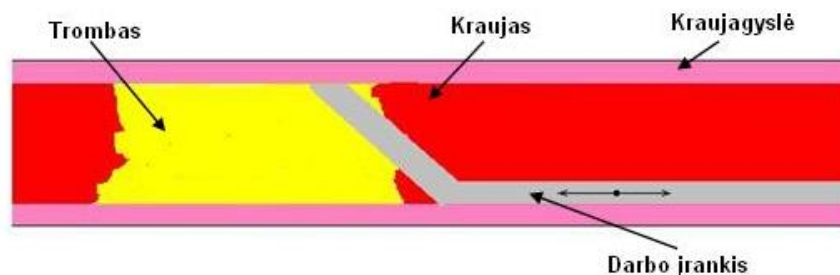
dažnai (50 proc. per 6 mėn. po chirurgijos), daug kur manoma, kad Simpson kateteris yra veiksminga priemonė pašalinti vietinius trombus iš didelių kraujagyslių.

TEC (Transluminal Extraction Catheter) [16] kateteris (1.15 pav.) pašalina nuosėdų fragmentus naudojant rotacinius ašmenis (sukimosi greitis 750 aps/min.) ir vakuumo aspiraciją. Panaudojus šį metodą pakartotinės stenozės dažnumas yra 44 proc.



1.15 pav. Kraujagyslių valymas su TEC kateteriu (Transluminal Extraction Catheter) [16]

Per endarterektomiją intravaskulinės nuosėdos pašalinamos chirurginiu būdu kartu su pažeistais kraujagyslės sluoksniais. Mažiau traumuojuojantys variantai naudoja metalines vielines kilpas, o daugiau traumuojuojantys remiasi sienelės eversija (eversijos chirurgija). Lygaus vidinio kraujagyslės paviršiaus audinio atskyrimui nuo trombo su nedideliu pažeidimu taip pat naudojamos anglies dioksido dujos ir ultragarsas (1.16 pav.).



1.16 pav. Ultragarsinė endarterektomija [16]

Kai kuriais atvejais kavitacijos ir vibracijos smūgio poveikiai, neatsiejami nuo ultragarsinės sąveikos su sveikais ir pažeistais audiniais, leidžia išvengti arterektomijos.

Suardymu paremti metodai

Okliuzijos substrato išskaidymas neištraukiant jo iš kraujagyslės yra pagrindinis šių metodų bruožas. Atsirandančios dalelės turėtų būti pakankamai mažos, kad nesukeltų embolizmo. Priklausomai nuo naudojamo metodo, šie metodai [16] skirstomi į trombolizę, abliaciją, koaguliaciją, eroziją, išgarinimą ir t.t.

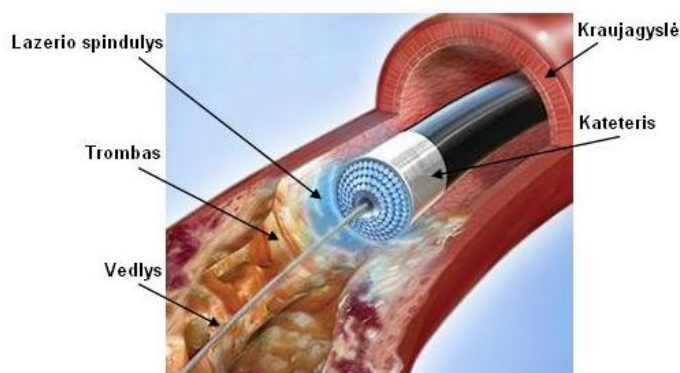
Lazerinė angioplastika naudoja lazerio spinduliavimą, nukreiptą į pažeistą vietą plonais šviesolaidžiais (diametras mažesnis kaip 0.5 mm) ir angiografiniais kateteriais (1.17 pav.).

Šių lazerių sukelti poveikiai yra sekantys: fototerminis (susidarantis krateris karbonizuojamas); fotoakustinis (greitai sukuriamas vandens garas); fotocheminis; terminis (lazeriu įkaitintas galiukas).

Lazerinė angioplastika skirstoma į šiuos pagrindinius tipus: pulso UV (ekscimero lazeris) su žemu kaitinimo laipsniu; žema apertūra (žemiau 40°C), argono lazeris su safyro lęšiu ir baliono centravimu; pulso kietos būsenos lazeris be tiesioginio kontakto ir su minimaliu kaitinimu; lazeriai karštu galiuku (argonas, CO₂ ar Nd: YAG).

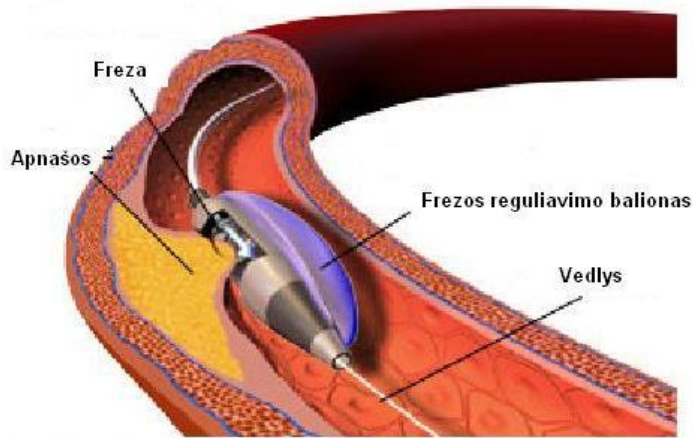
Nors lazeriai suteikia pakankamai lygų vidinį paviršių, jie neišsprendžia pakartotinės stenozės problemos. Dar daugiau, kai kuriais atvejais jie sukelia ūmų spazmą.

Prietaisams karštu galiuku būdingi tokie poveikiai: lazerio spinduliavimas (žr. aukščiau); žemos inercijos radiodažnio kaitinimas; cheminė reakcija tarp reagentų galiuko viduje; elektros kaitinimas.



1.17 pav. Kraujagyslių valymas su lazeriu, lazerinė angioplastika [16]

Patologinių audinių koaguliaciją lazeriniais kateteriais karštu galiuku kartais lydi nekontroliuojamas kraujagyslių sienelių perkaitinimas, dėl ko sukelia pakartotinė trombozė.



1.18 pav. Kraujagyslių valymas su „freza“ (Rotablator) [16]

Rotabliatorius yra lankstus kotelis su deimantu padengtu grąžtu (diametras 1-2.5 mm; sukimosi greitis 150,000-190,000 aps/min., (1.18 pav.)). Ši sistema skirta šalinti nuosėdas, nepasiekiamas kitiems prietaisams (susuktoms, mažo diametro ir smarkiai pažeistoms kraujagyslėms; didelio dydžio okliuzijai ir t.t.).

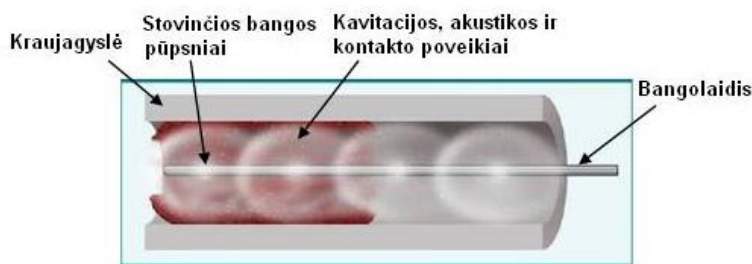
To padarinys yra pakankamai lygus paviršius, o apie 90 proc. gautų dalelių yra mažesnės nei 5 μm . Galimos šio metodo komplikacijos yra intimos pažeidimas ir ūmios arterijos liumeno okliuzijos. Rotabliatoriaus negalima naudoti, kai kraujagyslė ypač smarkiai susisukusi ar labai maža.

Kitas rotorinis metodas yra panašus į rotabliatorių, bet jo galiukas yra pusmėnulio formos, o sukimosi greitis 20,000-40,000 aps/min. Pagrindinės komplikacijos susijusios su mechaniniu ir hidrauliniu kraujagyslės sienelės pažeidimu.

Ultragarsiniai suardymo metodai skirstomi į dvi grupes: ultragarsinė medicininė trombolizė ir ultragarsinė trombolizė.

Buvo nustatyta, kad ultragarsinė medicininė trombolizė, t.y., suderintas daugiau kaip 100 kHz ultragarso dažnio ir tam tikrų vaistų naudojimas dvigubai padidina kai kurių fibrinolitinių preparatų sukeltos trombolizės dydį. Buvo panaudoti mažos galios intravaskulinių ultragarsinių generatorių eksperimentiniai modeliai.

Ultragarsinė trombolizė (1.19 pav.) atliekama naudojant specialius bangolaidžius, aprūpintus įvairių formų darbiniais galiukais.



1.19 pav. Kraujagyslių valymas panaudojant ultragarsą (Ultragarsinė trombolizė)[16, 18]

Bangolaidžio skersinės ir išilginės vibracijos dažnis yra 19-44 kHz; kavitacijos, akustikos ir kontakto poveikiai yra pagrindiniai tromboliziniai mechanizmai. Vietinė ir tarptautinė patirtis rodo, kad šio metodo didelis efektyvumas, o traumavimas nedidelis. Platesnį šios technologijos naudojimą riboja nepakankamas akustinių bangolaidžių lankstumas ir trombolizės proceso kontrolės metodų stoka.

Dabar intravaskulinėje chirurgijoje naudojama daugiau kaip 20 prietaisų. Nors dažniausiai naudojamas metodas yra baliono angioplastika, jo nepakankamas efektyvumas skatina kurti alternatyvius metodus. Šalia objektyvių faktorių (traumavimas, paviršiaus kokybė ir t.t.) tam tikro

angioplastikos metodo pasirinkimą dažnai nulemia ir subjektyvūs faktoriai (personalo įgūdžiai, įrangos prieinamumas ir t.t.). Aptarinėjamos įvairių angioplastikos metodų medicininės statistikos problemos[17]. Reikia palyginti įvairius metodus, remiantis objektyviais duomenimis (histologiniais, biocheminiais, biomechaniniais, bioelektriniais, dispersija ir t.t.).

Preliminari lyginamoji šiuolaikinės angioplastikos metodų analizė rodo, kad daugiausiai žadantys trombo suardymo variantai yra ultragarsinis, vibracinis ir didelio greičio rotacinis metodai. Šių metodų perspektyvos smarkiai priklauso nuo bendros atitinkamų technologijų pažangos.

1.3. Intraveninės ultragarsinės įrangos, skirtos kraujagyslių valymui, analizė

Ultragarsinių keitiklių universalumas leidžia juos panaudoti įvairiose srityse: metrologijoje, chemijos pramonėje, moksliniuose tyrimuose, medicinoje. Jie tinka tiek elektrinių signalų energijos vertimui į mechaninę, tiek atvirkščiai. Ultragarsiniai keitikliai naudojami biologinių audinių, įvairių medžiagų apdirbimui, cheminių medžiagų išgavimui, skysčių maišymui iki molekulinio lygio, medicininių instrumentų dezinfekcijai, įvairiems matavimams, diagnostikai bei gydymui. Kiekvienai pritaikymo sričiai reikalingi skirtingo galingumo ultragarsiniai keitikliai, jų galia svyruoja nuo kelių vatų iki kilovatų eilės [19,20].

Šiuo metu ypač pažengusi diagnostinė aparatūra veikianti ultragarsinių keitiklių pagrindu. Tačiau neapsistojama vien ties diagnostika. Ultragarsinių keitiklių panaudojimas ligonių profilaktikai leidžia supaprastinti gydymo procesą ir netgi išvengti skalpelio pjūvių ar brangių vaistų vartojimo. Ultragarsas gali suardyti sukalkėjusį skaidulinį audinį [21], kas yra pagrindinis sunkumų šaltinis atliekant intervencijas į senus užsikimšimus ir smarkiai padidina pažeidimo tamprumą, galimą dėl skaidulinių elementų ir kalcio plokštelių.

Kuriamas ultragarsinis, invazinei kraujagyslių priežiūrai skirtas medicininis prietaisas, nėra visiškai naujiena rinkoje. Labai panašiu veikimo principu yra gaminami prietaisai medžiagų ultragarsiniam klįjavimui - suvirinimui, cheminių reakcijų pagreitinimui, reagentų maišymui. Jų pagrindinis konstrukcinis skirtumas nuo kuriamo įrenginio – koncentratoriaus konstrukcija. Palyginimui paimsime firmos „Sonics“ gaminamą prietaisą [22]. Iš 1.20 pav. matyti, kad firmos „Sonics“ projektuotojai naudoja keičiamus koncentratoriaus antgalius mechaninių virpesių transformavimui į išilginės dedamosios virpesį. Į koncentratorių nesitvirtina akustinis bangolaidis, o skysčio maišymas atliekamas plonuoju koncentratoriaus galu. Dėl to nėra svarbi koncentratoriaus kokybė t.y. koncentratoriaus plonajame gale gali kartu veikti išilginė, skersinė sukamosios ir kitokio pobūdžio virpesių dedamosios. Šiuo atveju pašalinės virpesių dedamosios neigiamo maišymo efekto nesukelia, o skysčių maišymą, pagrinde, atlieka išilginės dedamosios mechaninis virpesys.

„Sonics“ VCX 130 ultragarsinį prietaisą sudaro: korpusas su jame išvestais valdymo įrankiais įgalinančiais nustatyti išspinduliuotos energijos kiekį, žadinimo signalo amplitudės procentine išraišką bei automatinę amplitudės kompensavimą taip pat yra realaus laiko laikmatis, veikimo laiko indikatorius. Paminėtas prietaisas veikia tiek nuolatinio tiek impulsinio darbo režimu. Pjezoelektrinis keitiklis pagamintas iš cirkonio ir titano kristalų ir patalpintas nerūdijančio plieno koncentratoriaus korpuse.



1.20 pav. Firmos „Sonics“ prietaisas VCX 130 [22]

Šio prietaiso koncentratorius keičiami, įvairaus diametro, antgaliai (1.21 pav.) užtikrina išilginio mechaninio virpesio srauto reguliavimą. Koncentratoriaus korpusas pagamintas iš nerūdijančio plieno leidžia naudoti prietaisą ekstremaliomis sąlygomis. Jis nerūdija, nesukelia pašalinių cheminių reakcijų, atsparus mechaniniams pažeidimams.



1.21 pav. „Sonics“ VCX 130 prietaiso koncentratoriaus keičiami mechaninio virpesio srauto reguliavimo antgaliai

Kitas panašaus tipo, labiau laboratorijoms skirtas prietaisas gaminamas firmos Hielscher UP50H (1.22 pav.). Jis yra kiek mažesnės galios ir pasižymi savo kompaktiškumu bei mobilumu [23]. Hielscher UP50H ultragarsinio prietaiso žadinimo signalo dažnis yra fiksuotas – 30 kHz, kas riboja apkrovimo pokyčius darbo metu, taip pat ribotas galingumas iki 50W, yra reguliuojamas impulsinis režimas ir žadinimo signalo amplitudė procentine išraiška.



1.22 pav. Firmos „Hielscher“ prietaisas UP50H

Išbandytas ir invazinei kraujagyslių terapijai skirtas ultragarsinis prietaisas sukurtas ir pagamintas Baltarusijoje, BNTU Metolit [24]. Jo pagrindinė paskirtis kraujagyslėse susidariusių trombų smulkinimas. Prietaiso konstrukcija panaši kaip ir prieš tai apžvelgtų prietaisų. t.y. ultragarsinis generatorius, dirbantis impulsiniame režime; akustinė sistema susidedanti iš ultragarsinio keitiklio - koncentratoriaus ir akustinio bangolaidžio. Siekiant užtikrinti maksimalų mechaninių virpesių transformavimą į išilginės dedamosios virpesį, akustinio bangolaidžio diametras, einant nuo koncentratoriaus, mažėja. 1.23 pav. pavaizduotas ultragarsinis vibracinis modulis. Matyti, kad koncentratorius apvilktas plastmase, taip išvengiama metalo korozijos ir sumažinama rizika pernešti užkratą. Šio prietaiso pagrindinis privalumas – mobilumas. Vienas pagrindinių šio prietaiso trūkumų – žadinimo signalo valdymas.[25, 26] Žadinimo signalo jungiklis suprojektuotas valdymo panelėje (1.24 pav.), todėl kraujagyslių gydymą atliekančiam gydytojui yra sudėtinga naudotis prietaisu, dėl rankų užimtumo. Žadinimo signalas turėtų būti valdomas kojinio jungiklio pagalba ar bent jau su jungikliu esančiu ant koncentratoriaus rankenos. Paminėto prietaiso darbinis: generatoriaus dažnis: 24-26 kHz, akustinio bangolaidžio diametras: 0,3-2 mm, bangolaidžio ilgis: 350, 560, 980 mm, generatoriaus atiduodamas galingumas: 50-120 W; trombų fragmentacija ne daugiau kaip 10 μm .



1.23 pav. Ultragarsinis keitiklis „Mitolit“ skirtas kraujagyslių valymui.[24]

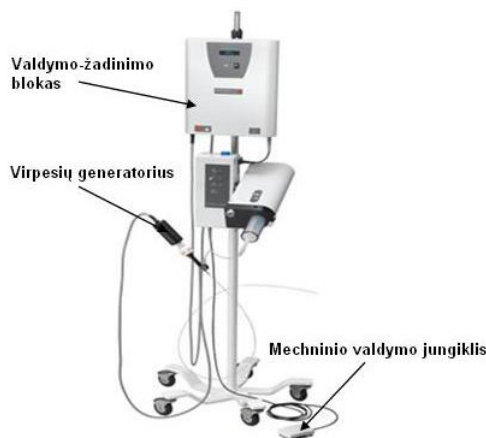
Trombų suardymas atliekamas kartu su apsauginiu vamzdeliu, į kraujagyslę įkišus akustinį bangolaidį. Iki vietos, kur susidaręs trombas, bangolaidis yra kateteryje, tik pats jo galiukas išstumiamas iš kateterio siekiant mechaniniu virpesiu paveikti susidariusį trombą. Mikroninių

dydžių mechaniniais virpesiais bangolaidžio galiukas „išpurena“ trombą. Paveikta trombo struktūra nėra atspari medikamentams. Specialiais vaistais trombas galutinai ištirpdomas [24].



1.24 pav. „Metolit“ ultragarsinio prietaiso valdymo-žadinimo blokas [24]

Vienas iš geriausių ir plačiausiai naudojamas prietaisas kraujagyslėms valyti, kuris naudoja mechaninę vibracinę galią yra „The CROSSER“ (1.25 pav) [27]. prasiskverbimas į sukalkėjimus su šiuo kateteriu priklauso nuo tamprumo tarp aterosklerozinių sukalkėjimų ir gretutinių terpių skirtumo. Kolageno, pagrindinio audinio tamprumo veiksnio, yra gausu raumeninių arterijų terpėse, tuo tarpu kolagenas ateroskleroziniuose sukalkėjimuose yra nenormalus, dėl ko sukalkėjimo tamprumas tampa žymiai mažesnis nei terpės tamprumas. Kai taikoma vibracinė galia, duotas galios lygis sukelia didesnę deformaciją ir turi didesnę ardomąją poveikį mažiau tampriam ateroskleroziniam sukalkėjimui, o ne tampresnei arterijos sieniei [28].



1.25 pav. „The CROSSER“ kraujagyslių vidaus valymo prietaisas. [27]

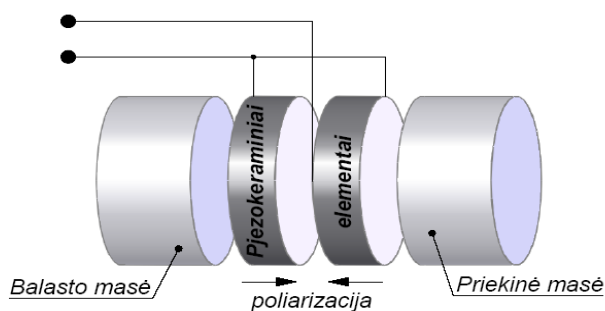
Dominuojantis poveikis, kuris padeda suardyti sukalkėjimus, pirmiausia yra mechaninis kaip labai greito kateterio galiuko judėjimo (21 kHz) kietoje sukalkėjimo medžiagoje rezultatas. Normalių arterijos segmentų šis judėjimas nepažeidžia, nes jie yra tamprūs ir pasitraukia nuo vibruojančio kateterio galiuko. Galimas pašalinis aukšto dažnio vibracinės angioplastikos poveikis yra vietinis audinių kaitinimas, atsirandantis dėl kateterio mechaninės galios išsklaidymo. Vis dėlto CROSSER sistemoje 95 proc. šio kaitinimo įvyksta kateterio proksimaliniame gale, kuris nėra kūne, o nuolat drėkinamas su druskos tirpalu. Kateterio galiukas linkęs kraujagyslėje judėti tiesiai, kas riboja jo atsekimą, esant vingriose kraujagyslėse.

2. ULTRAGARSINIO MECHANINIŲ VIRPESIŲ VYKDIKLIO PROJEKTAVIMAS

2.1. Ultragarsiniai mechaninių virpesių vykdikliai, skirti medicininiams ultragarsiniams kraujagyslių valymo įrenginiams

Kaip jau buvo minėta anksčiau, kavitaciją skystyje gali sukelti ultragarsinio dažnio mechaniniai virpesiai. Aukšto dažnio mechaninius virpesius galima generuoti keliais būdais. Pavyzdžiui, tam galima pritaikyti pjezoelektros arba magnetostrikcijos reiškinius. Magnetostrikcijos panaudojimas yra sudėtingesnis, negu pjezoelekto, todėl šiuo metu ultragarsinio dažnio mechaniniams virpesiams gauti daugiausia yra naudojamos būtent šį efektą turinčios medžiagos. Pjezoelektriniai ultragarsinių virpesių vykdikliai yra nedidelių gabaritų, paprasti ir patikimi, dėl to jie gerai tinka konstruojant ultragarsinius medicininius įtaisus, taip pat ir skirtus kraujagyslių ligoms gydyti. Šių įtaisų veikimo efektyvumas labai daug priklauso nuo vykdiklio konstrukcijos. Tinkamai sukonstruotu vykdikliu galima gauti reikiamos amplitudės mechaninius virpesius esant nedidelėms energijos sąnaudoms.

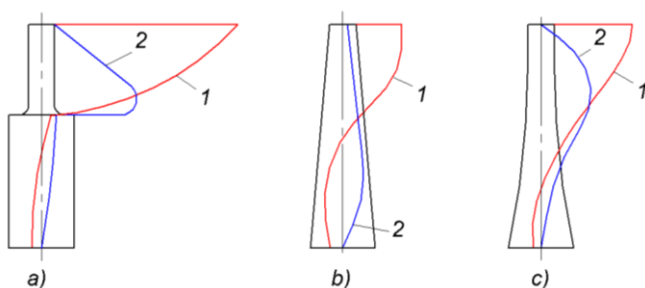
Mechaninių virpesių vykdiklis paprastai susideda iš vieno arba keleto pjezokeraminių elementų, įveržtų tarp 2 metalinių dalių (2.1 pav.). Yra žinoma, kad konstrukcijos su sluoksniuotais (keletu) pjezoelementais dirba efektyviau, negu konstrukcijos, kuriose panaudotas vienas pjezoelementas.



2.1 pav. Pagrindiniai ultragarsinio vykdiklio komponentai.

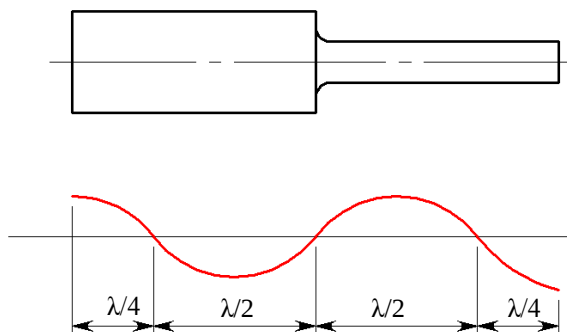
Paprastai tik viena iš dviejų metalinių ultragarsinio vykdiklio dalių yra naudojama didelės galios energijai perduoti į aplinką. Dažniausiai prie šios dalies yra prijungiamas vadinamasis mechaninių virpesių koncentratorius (2.2 pav.), kuris išilginius vykdiklio virpesius sustiprina ir sukoncentruoja ir į siauresnę zoną – koncentratoriaus galiuką. Šioje zonoje koncentruota ultragarsinė energija yra perduodama į aplinką. Prie koncentratoriaus galo galima prijungti ultragarsinio medicininio kateterio darbinį elementą – lankstų bangolaidį.

Virpesių koncentratoriai paprastai yra gaminami iš titano arba aliuminio lydinių. Koncentratoriaus virpesių dažnis turi atitikti vykdyklio virpesių dažnį, o jo ilgyje turi tilpti sveikas vykdyklio rezonansinio dažnio ultragarsinio signalo bangos pusbangių skaičius (2.3 pav.). Tokie koncentratoriai yra vadinami pusbanginiais koncentratoriais. Jų plonasis galas virpa didžiausia amplitude, kuri priklauso nuo koncentratoriaus konfigūracijos (2.2 pav.). Virpesių amplitudė koncentratoriuje yra sustiprinama dėl jo skerspjūvio pasikeitimo. Dažniausiai naudojamų mechaninių virpesių koncentratorių geometrija ir jų teikiamas stiprinimo koeficientas pateikti 2.2 pav. ir 1 lentelėje. [29].



2.2 pav. Mechaninių virpesių koncentratorių formos: a) laiptuotas; b) kūginis; c) eksponentinis; (čia: 1 – deformacijų amplitudės; 2 – įtempimų pasiskirstymas). [35]

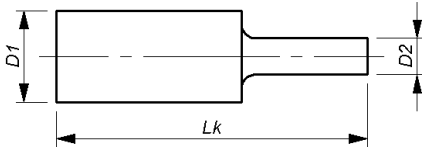
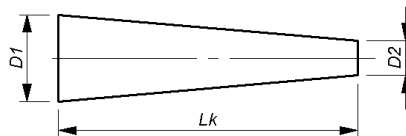
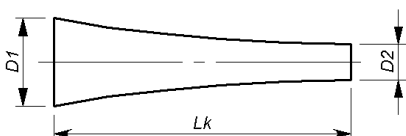
2.2 pav. matyti, kaip skirtingos geometrijos koncentratoriuose pasiskirsto išilginės deformacijos ir dėl jų atsiradę įtempimai. 1 lentelėje matyti, kad didžiausią stiprinimo koeficientą teikia laiptuoto skerspjūvio koncentratoriai, tačiau skerspjūvio pasikeitimo taške susidaro įtempimų koncentracija. Eksponentinis koncentratorius turi didesnį stiprinimo koeficientą negu kūginis, tačiau jame įtempimai pasiskirsto palankiau, negu laiptuoto skerspjūvio koncentratoriuje. Jis efektyviausiai perduoda energiją, palyginus su kūginiu ar laiptuoto skerspjūvio koncentratoriumi, bet jo gamyba yra sudėtingesnė.



1.1

2.3 pav. Išilginės bangos išsidėstymas pusbanginiame koncentratoriuje [35]

1 lentelė. Virpesių koncentratorių tipai [35]

Koncentratorius	Stiprinimo koeficientas
Laiptuotas 	$k = \frac{D_1}{D_2} = N^2$
Kūginis 	$k = \sqrt{1 + \left(\frac{2\pi l_k}{\lambda} \right)}$ $k < N$
EkspONENTINIS 	$k = \frac{D_1}{D_2} = N$

2.2. Pjezoelektrinio ultragarsinių virpesių vykdiklio projektavimas

Atsižvelgus į ankstesniuose skyriuose išnagrinėtus klausimus, šiame darbe projektuojamas pjezoelektrinis ultragarsinių virpesių vykdiklis, skirtas naudoti kartu su medicininiu kateteriu gydyti kraujagyslių ligoms. Pasiūlytas įtaisas gali būti naudojamas ankstyviesiems bandymams atlikti ir išsiaiškinti jo veikimo ir naudojimo ypatumus.

Siūlomas įtaisas turėtų: dirbti išilginių virpesių režime; turėti pakankamą virpesių amplitudę; būti paprastos ir patikimos konstrukcijos; vartoti mažai energijos.

Pirmą tokio įtaiso projektavimo etapą galima suskirstyti į keletą žingsnių. Pirmasis – pjezokeramikos parinkimas. Siūlomo įtaiso aktyviojoje dalyje panaudota kompanijos „Ferropem Piezoceramics A/S“ [30] pjezokeramika Pz28. Kompanija rekomenduoja naudoti šio tipo pjezokeramiką medicininiuose diagnostikos ir gydymo įtaisuose. Pz28 turi aukštą Kiuri temperatūrą (330° C), didelį mechaninės kokybės koeficientą (>1000) ir mažus dielektrinius nuostolius. Ši pjezokeramika gali atlaikyti didelius mechaninius įtempimus. Konstrukcijoje panaudoti 2 pjezokeramikos Pz28 žiedai, kurių matmenys – 20x5x3 mm ($IS \times VS \times s$). Konstrukcijos su keletu pjezoelementų dirba efektyviau, negu konstrukcijos, kuriose panaudotas vienas pjezoelementas.

Žiedo formos pjezoelementai gerai tinka konstrukcijose su centriniu varžtu, kuriose lengva pasiekti vienodą pjezokeramikos įveržimą.

Sekantis žingsnis – žadinimo dažnio parinkimas. Medicinoje naudojami ultragarsiniai įtaisai paprastai dirba 20-80 kHz dažnių diapazone. Apatinė dažnių riba turėtų būti aukščiau girdimumo ribos, o dažniui didėjant, skystyje sunkiau prasideda kavitacija [31]. Dėl to buvo laisvai pasirinktas žadinimo dažnis $f=24$ kHz.

Metalinės dalys, tarp kurių įveržiami pjezokeraminiai elementai, bus gaminamos iš aliuminio lydinio D16 pagal GOST (2024 EN-AW). Šis aliuminio lydinys turi didelį mechaninės kokybės koeficientą ir didelį garso sklidimo greitį, dėl to akustiniai nuostoliai jame yra minimalūs. Mechaninis šio aliuminio lydinio stiprumas yra daug mažesnis, palyginus su titano, kuris taip pat yra gera akustinė medžiaga, tačiau aliuminį yra lengva mechaniškai apdirbti ir jis yra pigesnis, todėl konstruojant įtaiso prototipą jis tinka geriausiai. Mechaninių virpesių koncentratorius taip pat gaminamas iš aliuminio lydinio D16, kad būtų išvengta akustinės bangos sklidimo greičių skirtumo, dėl kurio smarkiai išauga akustiniai nuostoliai.

Toliau apskaičiuojami virpesių vykdiklio matmenys. Vykdiklio skerspjūvio plotas turi atitikti pjezokeraminių elementų skerspjūvio plotą, todėl $D_1=20$ mm. Ilgis priklauso nuo garso sklidimo greičio ir bangos ilgio, kuri, savo ruožtu, priklauso nuo žadinimo dažnio [32]. Garso sklidimo medžiagoje greitis apskaičiuojamas pagal tokią formulę:

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (2.1)$$

Čia $E=7.3 \cdot 10^{10}$ Pa – aliuminio lydinio D16 tamprumo modulis; $\rho=2800$ kg/m³ – medžiagos tankis. Taigi, garso sklidimo lydiniu D16 greitis yra:

$$c = \sqrt{\frac{7.3 \cdot 10^{10} \frac{\text{kg}}{\text{m} \cdot \text{s}^2}}{2800 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}}} = 5106 \text{ m/s}$$

Bangos ilgis:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2.2)$$

Pasirinktas žadinimo dažnis $f = 21$ kHz, todėl bangos ilgis:

$$\lambda = \frac{5106 \frac{\text{m}}{\text{s}}}{21000 \frac{1}{\text{s}}} = 0,243 \text{ m}$$

Pjezokeraminiai diskai yra sudedami taip, kad jų poliarizacijos kryptys būtų priešingos, dėl to jų sujungimo vietoje virpesių amplitudė yra lygi 0, o priekinė ir galinė plokštumos virpa maksimalia amplitude. Vykdiklio ilgyje turi tilpti sveikas juo sklindančios akustinės bangos pusbangių skaičius, vadinasi, mažiausias virpesių vykdiklio ilgis:

Atsižvelgus į nagrinėtus mechaninių virpesių koncentratorių ypatumus, siūlomam įtaisui buvo parinktas koncentratorius su eksponentiniu skerspjuvio kitimo dėsniu [32] (2.2 pav. c):

čia D_x – koncentratoriaus skersmuo taške x ; D_1 – pradinis koncentratoriaus skersmuo; β – eksponentiškumo koeficientas.

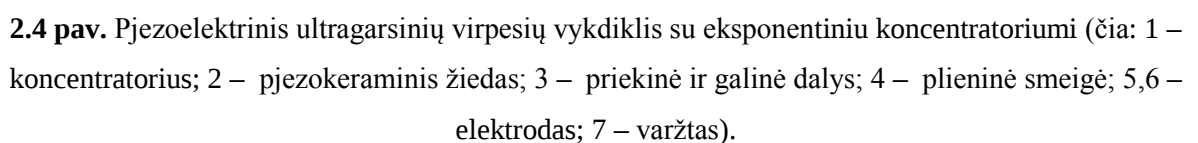
čia l_k - koncentratoriaus ilgis, kuris apskaičiuojamas pagal tokią formulę [32]:

N – koncentratoriaus stiprinimo koeficientas (1 lentelė), kuris lygus:

Čia $D_2 = 5 \text{ mm}$ – parinktas koncentratoriaus plonojo galo skersmuo. Tada pagal (2.4) visas koncentratoriaus ilgis:

Eksponentiškumo koeficientas:

Pagal apskaičiuotus duomenis suprojektuoto pjzoelektrinio ultragarsinių virpesių vykdiklio su eksponentiniu koncentratoriumi pjūvis pateiktas 2.4 pav.



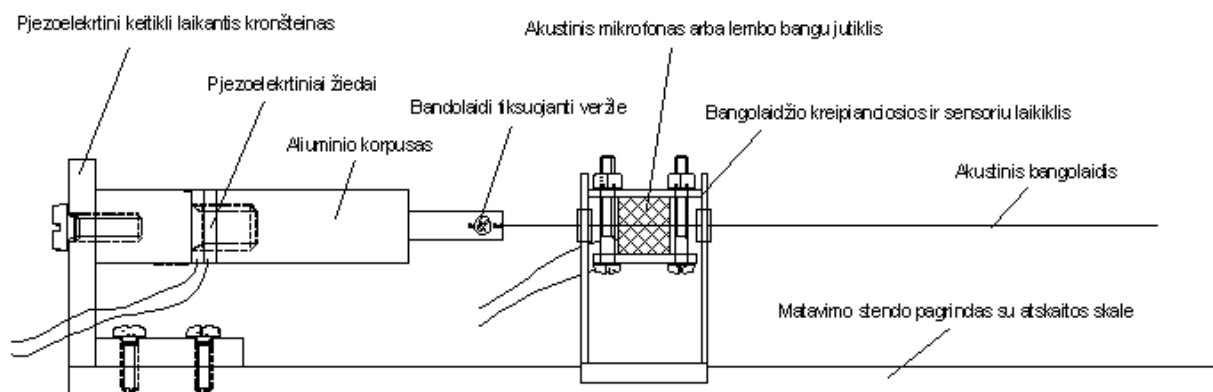
2.4 pav. 5 numeriu pažymėti pjekzeraminiai žiedai bus įveržti tarp priekinės ir galinės detalių 3, prieš tai tarp žiedų įstačius ploną metalinės folijos elektrodą 5. Pjekzeraminiai žiedai bus surinkti taip, kad jų poliarizacijos kryptys bus priešingos. Detalės 3 bus sujungtos plienine smeige 4. Ši smeigė bus izoliuota (izoliatorius neparodytas) ir elektriškai atskirta nuo pjekzelektrinių žiedų 2. Antrasis elektrodas 6 fiksuojamas varžtu 7. Prie elektrodų 5 ir 6 bus prijungtas pjekzeramikos žadinimo signalas (kintama įtampa). EkspONENTINIS koncentratorius 1 prie virpesių vykdyklio prijungiamas kita smeige 4. Koncentratorius tolimajame gale turės sriegį, per kurį bus galima prijungti darbinį elementą (lankstų bangolaigį).

3. NUMATOMAS AKUSTINIO BANGOLAIDŽIO DARBINIŲ CHARAKTERISTIKŲ MATAVIMŲ STENDAS

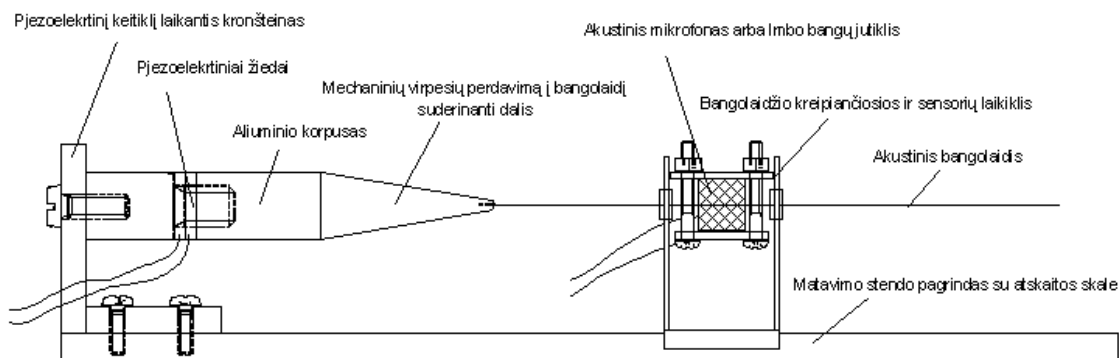
Atlikus reikiamus ultragarsinio vykdyklio skaičiavimus, tikslinga atlikti eksperimentinius bandymus. Šiame darbe siūlomas eksperimentinis stendas, skirtas žadinamo akustinio bangolaidžio skersinės ir išilginės dedamųjų matavimui. Eksperimentinis stendas buvo sudarytas bendradarbiaujant su KTU moksliniais. Pagrindinis reikalavimas stendui, kad matavimo metu būtų kuo mažiau mechaniškai slopinamas akustinis bangolaidis, bei sudarytos tos pačios matavimo sąlygos kiekvieno eksperimento metu. Jo principinė schema bei sudėtinės dalys pavaizduotos (3.6-3.8 pav.). Sudėtingiausia šio matavimų stendo sudedamoji dalis yra akustinio bangolaidžio kreipiančiųjų bei jutiklio laikiklis. Bangolaidžio kreipiančiosios atlieka dvejopą funkciją: laiko bangolaidį vienodame atstume nuo jutiklio ir neleidžia jam išsilenkti matavimo vietoje. Bangolaidžio kreipiančiosios buvo pagamintos iš minkštos techninės gumos, kuri užtikrina minimalų bangolaidžio slopinimą. Tvirtai užfiksavus akustinio bangolaidžio atstumą, aukštį iki jutiklio, yra užtikrinamos vienodos matavimų sąlygos kiekvieno rezultato nuėmimo metu, bet kuriame bangolaidžio matavimo taške.

Eksperimentai turėtų būti atliekami su dviem skirtingų konstrukcijų virpesių koncentratoriais: laiptuotu (2.1 pav.) ir eksponentiniu (2.2 pav.). Juos skiria tik tai, kad laiptuotame mechaninių virpesių transformacija į išilginę dedamąją yra aštri (stačiakampė), o eksponentiniu – švelni, tolydžiai mažinat koncentratoriaus galo skersmenį iki bangolaidžio diametro. Tokia koncentratoriaus konstrukciją buvo pasirinkta, kad būtent taip, užtikrintas tolydus impedanso perėjimas iš vienos mechaninių virpesių aplinkos į kitą. Toks suderinamumas užtikrina optimalų mechaninių virpesių transformaciją į akustinį bangolaidį ir išvengiama mechaninių bangų atspindžių nuo stačių koncentratoriaus sienelių. Rezultate, gaunama mažiau susidariusių pašalinių

virpesių dedamųjų, kurios, žadinant akustinį bangolaidį, gali iššaukti nepageidaujamus mechaninių virpesių anomalijas.

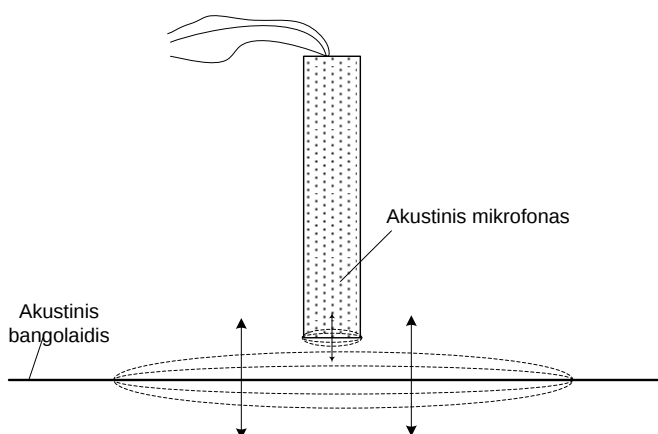


3.1 pav. Akustinio bangolaidžio matavimo stendo principinė schema su laiptuotu koncentratoriumi



3.2 pav. Akustinio bangolaidžio matavimo stendo principinė schema su eksponentiniu koncentratoriumi

Kadangi skersinė dedamoji yra aukšto dažnio akustinis virpesys, tai jos įvertinimui pasirinktas nekontaktinis matavimo metodas. Virpesio amplitudė buvo registruojama aukštadažniu aktyviu akustiniu mikrofonu. Jo pagrindinė sudedamoji dalis yra pjezokeramika, kurioje skersinės dedamosios bangos ją virpina, ji, savo ruožtu, generuoja įtampą, kuri sustiprinta paduodama į oscilografą. Skersinės dedamosios virpesio matavimo principas pavaizduotas (3.3 pav.).



3.3 pav. Skersinės dedamosios matavimo principas

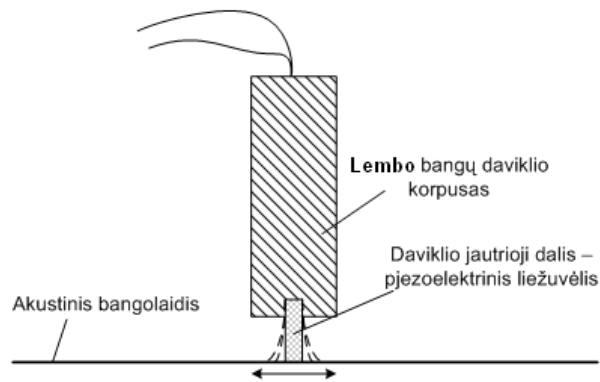
Tačiau kyla klausimų dėl mikrofono apertūros pločio, kadangi teoriškai, skersinės dedamosios virpesio periodas bangolaidžio ilgyje gali svyruoti 3-10 mm. Aktyvinio mikrofono jautrusis elementas yra 8 mm pločio, todėl matuojant skersinę dedamąją gali būti sunku įvertinti pūpsnių ir mazgų pasiskirstymą.

Išilginei dedamajai matuoti egzistuoja keli matavimo variantai: termovaržų pagalba; induktyviniu jutikliu; lembo bangų jutikliu.

Išilginės dedamosios matavimas induktyviniu jutikliu atmetamas, dėl pernelyg didelės matavimo apertūros, o be to, nėra aišku ar jis matuotų tik išilginės dedamosios virpesius ir ar netūrėtų įtakos matavimo rezultatų korektiškumui šalia jutiklio esantys metaliniai daiktai, ir pats koncentratorius. Dėl to šio jutiklio buvo atsisakyta.

Matavimas su termovarža yra kur kas patrauklesnis, negu su prieš tai aptartu induktyviniu jutikliu, kadangi jos matavimo aparatūra, palyginus, yra maža (tik akustinio bangolaidžio ir termovaržos sąlyčio vieta). Priglaudus termovaržą prie aukštu dažniu virpančio akustinio bangolaidžio dėl medžiagos atomų trinties vyksta šilumos išsiskyrimas. Registruojant varžos pokyčius būtų galima įvertinti išilginės dedamosios virpesių amplitudę. Tačiau neaišku, kokie būtent virpesiai būtų matuojami. Ar matuojant išilginę dedamąją neturėtų įtakos tuo pat metu bangolaidyje susidaranti ir skersinė dedamoji? Ar pavyktų pagal termovaržos pokyčius atskirti, kur yra išilginės dedamosios virpesys, o kur skersinės? Be to, termovarža yra inertiška, todėl matavimas labai ilgai užtruktų, o rezultatų korektiškumas tikrai keltų abejonių. Todėl išilginės dedamosios matavimo su termovarža buvo atsisakyta.

Gera apsvarsčius matavimo principus, bei įvertinus jutiklių matavimo apertūras, inercijas, buvo nuspręsta išilginės dedamosios virpesius registruoti su lembo bangų jutikliu. Lembo bangų jutiklis turi pjezokeramikos liežuvėlį, kuris statmenai glaudžiamas prie akustinio bangolaidžio (3.4 pav.). Virpinamas liežuvėlis į šonus, generuoja pjezokeramikoje įtampą, kurią registruojant oscilografo ekrane, galima spręsti apie išilginės dedamosios virpesio amplitudę. Kadangi tai kontaktinis matavimo metodas, akustinis bangolaidis šiek tiek slopinamas. Tačiau ši problema išspręsta su matavimo stendo bangolaidžio ir jutiklių laikikliu, nustatant minimalų galimą Lembo bangų jutiklio prispaudimą prie bangolaidžio paviršiaus.



3.4 pav. Išilginės dedamosios matavimo principas

Lembo bangų jutiklio matavimo apertūra labai siaura, tik liežuvelio ir bangolaidžio sąlyčio vieta. Matuojant išilginės dedamosios virpesį tai yra visai nesvarbu. Remiantis teorija, yra žinoma, kad išilginio virpesio bangos periodas bangolaidyje yra centimetrų eilės. Todėl išilginės dedamosios įvertinimas Lembo bangų jutikliu yra patikimas ir tikslus.

Galimybė operatyviai stebėti darbinių mikrovirpesių amplitudę ir formą yra ypatingai svarbi projektavimo ir mokomojo pobūdžio darbuose. Tai suteikia galimybę objektyviai parinkti žadinančio signalo parametrus ir įvertinti suminę mechaninės apkrovos įtaką.

Rinkoje siūlomi universalūs lazeriniai matuokliai, skirti aukšto dažnio virpesių tyrimo darbams, yra sudėtingi aukštos klasės techniniai įrenginiai. Kaip vieną iš tokių prietaisų verta paminėti „Polytec“ firmos OVF-551/2 lazerinį vibrometrą interferometrą. Šio tipo matuoklių darbinė skyra - iki 10 nanometrų, darbo dažnių diapazonas – 1 MHz.

Poslinkio matavimo metodai

Moksle ir pramonėje taikomi poslinkio matavimo metodai, tokie kaip induktyvinis, talpuminis bei lazerinis (optinis) leidžia nesunkiai matuoti tiriamo objekto poslinkį. Trumpai apžvelgsime šių metodų specifiką.

Induktyvinis metodas: paremtas induktyvinės ritės impedanso pokyčiu, kai ritės magnetiniame lauke juda magnetinė medžiaga. Iš čia išplaukia reikalavimas, kad pats tiriamas objektas turėtų magnetinių savybių arba judintų iš magnetinės medžiagos pagamintą šerdį. Pjezokeraminės struktūros yra nemagnetinės, taigi tenka prie tiriamo objekto tvirtinti papildomą magnetinę šerdį. Dėl šios priežasties induktyvinis metodas pjezokeramikos atveju jau nebegali vadintis nekontaktiniu, kadangi įveda papildoma mechaninė apkrova, iškraipant rezonansinės sistemos charakteristikas.

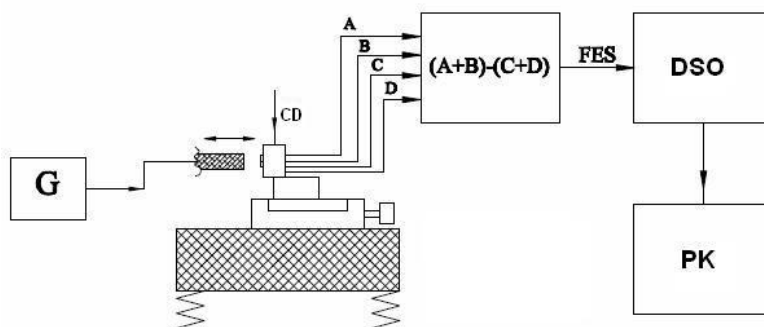
Talpuminis metodas: atstumo pokyčio matavimas paremtas talpos pokyčiu, keičiantis atstumui tarp kondensatoriaus elektrodų, vienas iš kurių yra pritvirtintas prie tiriamo objekto. Šio metodo privalumas yra didelė potencialinė skiriamoji geba. Trūkumas yra toks, kad reikalingas prie

tiriamo paviršiaus tvirtinamas elektrodas. Norint užtikrinti pakankama talpumo pokytį, esant mažam atstumo pokyčiui, elektrodo masė ir plotas įtakoja matavimo rezultatus, t.y. įneša neapibrėžtį.

Lazerinis: lazerinis matavimo metodas gali remtis skirtingais optikos reiškiniais, įskaitant interferenciją, difrakciją ir t.t. Atominės jėgos mikroskopuose jutiklio postūmiui nuskaityti kartais naudojamas spindulio atlenkimo metodas, kai matuojantis spindulys krenta į tiriamą objektą kampu. Tokioje sistemoje atstumo pokytis duoda kritimo kampo pokytį, kuris žinomu atstumu esančioje skalėje duoda atstumo pokytį. Optiniais reiškiniais paremti matavimo metodai užtikrina platų darbo dažnių diapazoną bei skiriamąją gebą, kuri, pritaikius skaitmeninį signalų apdorojimą gali siekti nanometrų dalis. Kaip taisyklė lazeriniai atstumo matavimo metodai reikalauja sudėtingos optinės sistemos, smarkiai padidina jų kainą.

Reziumuojant galima pažymėti, jog bangolaidžio mikrovipesiams tirti labiausiai tikslinga naudoti lazerinius (optinius) matavimo metodus. Vienas iš taikomų lazerinių poslinkio matavimo metodų naudoja aukštu dažniu moduliuotą optinę bangą ir atspindėto spindulio Doplerinį dažnio poslinkį. Šiuo metodu gaunamas tiriamo paviršiaus judėjimo greitis, kurį integravus laike, galima apskaičiuoti objekto koordinatę. Tokie prietaisai vadinami Dopleriniais vibrometrais. Šiuo metodu veikia Polytec firmos OVF-551/2 lazerinis matuoklis [33]. Taip išvengiama judesio krypties nevienareikšmiškumo ir rezultatas yra mažai jautrus atspindinčio paviršiaus kokybei, tačiau reikalauja sudėtingų techninių sprendimų bei signalo apdorojimo.

3.5 pav. yra pateikta numatomų eksperimentų schema. CD lazerinė galvutė įtvirtinti ant Standa „0802“ poslinkio vykdiklio. Siekiant galimai sumažinti aplinkos virpesių įtaką matavimo rezultatui, vykdiklis įtvirtintas ant masyvaus metalinio pagrindo su vibroizoliacijos elementais.



3.5 pav. Numatomo eksperimentinio stendo schema (čia: G – virpesių generatorius; DSO – signalo keitiklis; ABCD – fotoelektrinio signalo dedamosios; CD – lazerinė galvutė).

Ultragarsinio vykdiklio amplitudinės-dažninės charakteristikos nustatymas eksperimentiškai

KTU mokslininkai, pasinaudodami ANSYS programiniu paketu, atliko suprojektuoto vykdiklio darbinių charakteristikų skaičiavimus ir pagamino eksperimentinį pjezoelektrinį ultragarsinių virpesių vykdiklį, skirtą naudoti kartu su medicininio kateteriu gydyti kraujagyslių

ligoms (3.6 pav.). Pagamintas įtaisas buvo naudojamas eksperimentiniams bandymams atlikti ir išsiaiškinti jo veikimo ir naudojimo ypatumus.



3.6 pav. Eksperimentinis medicininis ultragarsinių virpesių vykdiklis su eksponentiniu koncentratoriumi

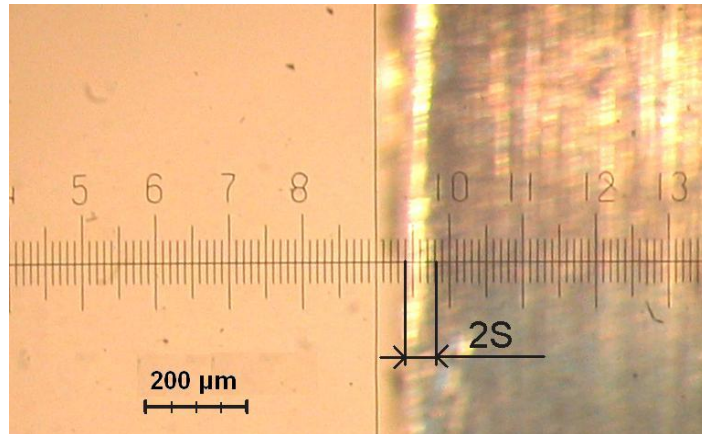
Atliekant eksperimentus, ultragarsinis virpesių vykdiklis buvo prijungtas prie specialiai sukonstruoto valdymo įtaiso „VibroMed 09-09“, taip pat prie laboratorinio dažnių generatoriaus G3-56/1 ir Sonics Vibra cell™.

Ultragarsinio virpesių vykdiklio, žadinamo rezonansiniu dažniu, išilginių virpesių amplitudė buvo išmatuota mikroskopu „MBC-9“ $\pm 3\mu\text{m}$ tikslumu. Vykdiklis buvo prijungtas prie laboratorinio dažnių generatoriaus G3-56/1. Dažnis buvo reguliuojamas apskaičiuoto rezonansinio dažnio aplinkoje ir matuojamas skaitmeniniu multimetru „FLUKE 123“. Rezonanso taškas buvo nustatytas sekančiai. Tam ant virpesių koncentratoriaus galiuko buvo užlašintas nedidelis kiekis vandens. Žadinimo dažniui sutapus su įtaiso rezonansiniu dažniu labai išauga virpesių amplitudė ir vandens lašelis akimirksniu disperguoja į mikroskopinius lašelius, kurie dideliu greičiu atsiskiria nuo virpančio paviršiaus ir išlekia į aplinką. Šis procesas yra vadinamas ultragarsiniu skysčio atomizavimu [34] ir efektyviausiai vyksta sistemai virpant savo rezonansiniu dažniu.

Nustačius tiriamo įtaiso rezonansinį dažnį, jo koncentratoriaus galiukas buvo stebimas per mikroskopą. Koncentratoriaus galiukui virpant dideliu dažniu išilgine kryptimi, visi jo taškai brėžia linijas arba juostas, kurių ilgis arba plotis yra lygus dvigubai virpesių amplitudei. Šių linijų (juostų) ilgį (plotį) galima palyginti su mikroskopo skale ir apskaičiuoti galiuko išilginių virpesių amplitudę. (3.8 pav.)



3.7 pav. Ultragarsinių virpesių vykdiklio koncentratoriaus galiuko išilginių virpesių amplitudės matavimas



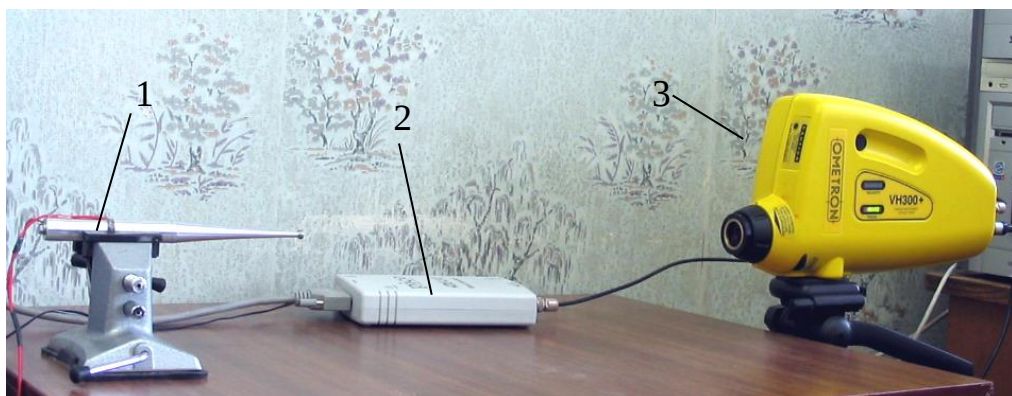
3.8 pav. Ultragarsinių virpesių vykdiklio koncentratoriaus galiuko vaizdas, matomas per mikroskopą.

Padidinta 56 kartus

3.8 pav. matyti, kad dviguba galiuko virpesių amplitudė yra lygi $57 \pm 3 \mu\text{m}$, arba amplitudė apytiksliai lygi $28.5 \pm 3 \mu\text{m}$.

Veikiančio ultragarsinio įtaiso parametrai taip pat buvo išmatuoti naudojant lazerinį Doplerio vibrometrą (LDV) „Ometron VH 300+“ (3.9 pav.). Šis įtaisas nekontaktiniu būdu gali matuoti virpesių greičius nuo keleto $\mu\text{m/s}$ iki 425mm/s dažnių diapazone nuo 0.1 Hz iki 25 kHz , su jautrio koeficientu – $0,8\text{mV/mm}\cdot\text{s}^{-1}$.

Lazeriniai Doplerio vibrometrai (LDV) yra greita ir efektyvi nekontaktinė priemonė objektų vibracijoms įvertinti ir analizuoti. Šis metodas yra pagrįstas Doplerio efektu - koherentinis lazerio spindulys yra suprojektuojamas į tiriamą paviršių; nuo paviršiaus atspindėto šviesos dažnis pakinta proporcingai jo judesio greičiui. Prietaisas matuoja dažnių skirtumą ir suformuoja nuolatinį greičio signalą kurį po to galima analizuoti. Tokie vibrometrai gali nuotoliniu būdu matuoti paviršių greičius ar virpesius su didele erdvine skyra plačiame dažnių ir amplitudžių diapazone.

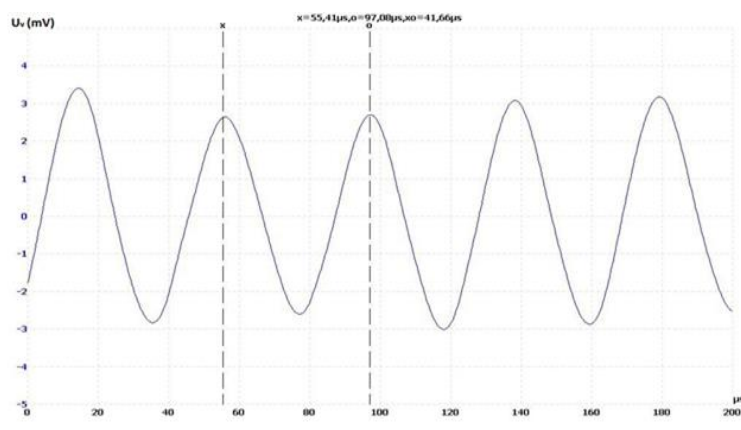


3.9 pav. Ultragarsinio vykdiklio virpesių parametrų matavimas lazeriniu Doplerio vibrometru: 1 - vykdiklis; 2 – analogas/kodas signalų keitimo blokas; 3 – lazerinis Doplerio vibrometras

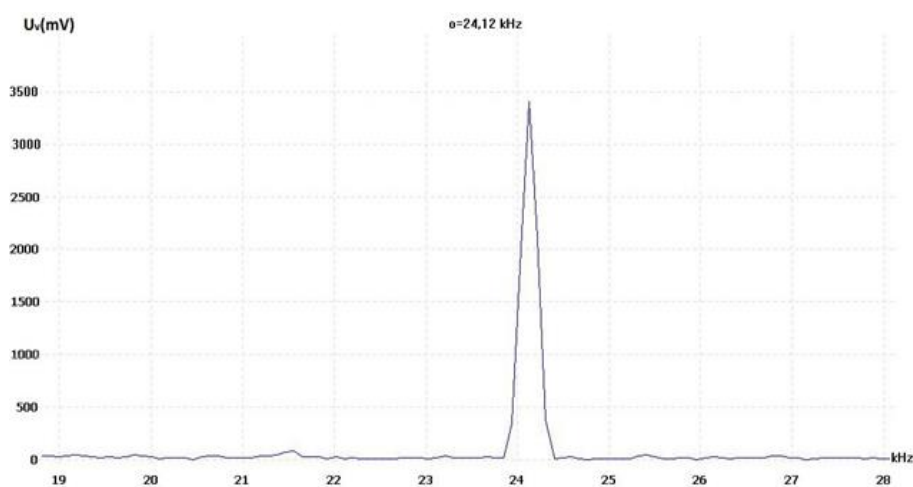
Eksperimento metu vibrometro „VH 300+“ lazerio spindulys buvo nutaikytas į ultragarsinio vykdiklio virpesių koncentratoriaus galiuką. Tiriamojo objekto paviršiui judant į

vibrometro pusę, jis generuoja teigiamą greičio signalą, o tam paviršiui judant į priešingą pusę, vibrometras generuoja neigiamą analoginį greičio signalą. Taip vibrometro išėjime atsiranda kintamas signalas, kurio įtampa yra proporcinga virpesių greičiui. Šis analoginis signalas buvo perduotas į analoginio signalo keitimo į skaitmeninį bloką, iš kurio skaitmeninis signalas per RS232 sąsaja buvo prijungtas prie asmeninio kompiuterio (PK). Kompiuterio ekrane realiaame laike buvo stebimas vykdiklio koncentratoriaus galiuko išilginių virpesių greitis, kuris yra proporcingas, virpesių amplitudei (3.10 pav.).

Bandymų metu buvo pastebėta, kad, esant dideliems dažniams, vibrometras „Ometron VH 300+“ gali matuoti tik labai mažas virpesių amplitudes. Todėl šiuo prietaisu nebuvo galima išmatuoti maksimalios ultragarsinio vykdiklio koncentratoriaus išilginių virpesių amplitudės. Matavimai buvo atliekami sumažinus žadinimo signalo amplitudę iki 26 V. Šitaip sumažinus virpesių amplitudę, buvo išmatuota koncentratoriaus galiuko išilginių virpesių amplitudinė dažninė charakteristika ir nustatytas rezonansinis dažnis (3.11 pav.).



3.10 pav. Ultragarsinio vykdiklio koncentratoriaus galiuko virpesių greičio signalas



3.11 pav. Ultragarsinio vykdiklio koncentratoriaus galiuko išilginių virpesių amplitudinė dažninė charakteristika, išmatuota LDV

Lazeriniu Doplerio vibrometru „Ometron VH 300+“ išmatuotos reikšmės pateiktos 4 lentelėje.

4 lentelė. Eksperimentų rezultatai

	Mikroskopas	„VH 300+“
Dažnis, kHz	24,2	24,12
Amplitudė,	28,5	27,22

IŠVADOS

1. Atlikta šiuolaikinių chirurginių prietaisų ir metodų, skirtų trombozių gydymui apžvalga ir ultragarsinės kraujagyslių terapijos metodų bei prietaisų palyginamoji analizė. Nustatyta, kad efektingiausiai kraujagyslių vidinių sienelių valymo procedūros atliekamos panaudojant ultragarsinius virpesius.
2. Suprojektuotas ir teoriškai ištirtas ultragarsinių virpesių vykdiklis, skirtas medicininei kraujagyslių valymo įrangai. Pagal užsiduotus duomenis nustatyta, kad koncentratoriaus ilgis turi būti 145 mm ilgio, o jo paviršiaus eksponentiškumo koeficientas – 0,0096.
3. Sudarytos ilgų elastingų bangolaidžių eksperimentinių tyrimų stendų schemas, pasiūlyta aparatūrinė bazė. Eksperimentiniai bandymai pagrįsti virpesių lazerine matavimo ir analizės aparatūra: lazerinis interferometras „Polytec PFV-512“; osciloskopas ADC-2424 (pico,GB); virpesių matavimų kontroleris „Polytec OFV –5000“.
4. Pritaikant sudarytas eksperimentinių stendų schemas, buvo atlikti projektuojamo ultragarsinio virpesių vykdiklio eksperimentiniai bandymai. Bandymų metu buvo pastebėta, kad, esant dideliems dažniams, vibrometras „Ometron VH 300+“ gali matuoti tik labai mažas virpesių amplitudes. Todėl šiuo prietaisu nebuvo galima išmatuoti maksimalios ultragarsinio vykdiklio koncentratoriaus išilginių virpesių amplitudės. Matavimai buvo atliekami sumažinus žadinimo signalo amplitudę iki 26 V. Šitaip sumažinus virpesių amplitudę, buvo išmatuota koncentratoriaus galiuko išilginių virpesių amplitudinės-dažnio charakteristika ir nustatytas rezonansinis dažnis (amplitudė – 28,5 μm , rezonansinis dažnis – 24,2 kHz).

LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. **Nakatani M., Takeyama Y., Shibata M. et al.** Mechanisms of restenosis after coronary intervention: difference between plain old balloon angioplasty and stenting // *Cardiovasc. Pathol.* 2003. Vol. 12. P. 40 – 48.
2. **Rosenschein U. et al.** Experimental ultrasonic angioplasty: disruption of atherosclerotic plaques and thrombi in vitro and arterial recanalization in vivo // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 1990. Vol. 15, № 3. P. 711 – 717.
3. **Steffen W. et al.** High intensity, low frequency catheter-delivered ultrasound dissolution of occlusive coronary artery thrombi: an in vitro and in vivo study // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 1994. Vol. 24, Nr. 6. P. 1571 – 1579.
4. **Siegel R.J. et al.** Therapeutic ultrasonic coronary angioplasty: first 20 cases // *Circulation.* – 1993. Vol. 88. P. 291 – 296.
5. **Birnbaum Y. et al.** Ultrasound has synergistic effects in vitro with tirofiban and heparin for thrombus dissolution // *Trombosis Research.* 1999. Vol. 96. P. 451 – 458.
6. **Mrochek A. G.** Effects of different low-frequency ultrasound regimens on the debris size during ultrasonic intravascular disruption of occlusive atherosclerotic plaques. Mrochek A. G., Stelmashok V. I., Minchenya V. T., Adzerikho I. E., Gerasevich V.A. / *Изв. Нац. академии наук Беларуси, Сер. мед.-биол. наук*, 2002, No.1 P. 94—97
7. **DonMicheal T. A.** Intravascular ultrasonic catheter/probe and method for treating intravascular blockage. United States Patent No. 4,870,953, Oct. 3, 1989.
8. **Levin P.S.** Ultrasound transmission apparatus and method of using same. United States Patent No. 5,971,949, Oct. 26, 1999.
9. **Kubota T.** Ultrasonic treatment device. United States Patent No. 4,961,424, Oct. 9, 1990.
10. **Alliger H.M.** Ultrasonic device for applying cavitation forces. United States Patent No. 4,920,954, May 1, 1990.
11. **Rabiner. R. A.** Ultrasonic medical device operating in transverse mode. United States Patent No. 6,551,337, Apr. 22, 2003.
12. **Rabiner R. A.** Ultrasonic device for tissue ablation and sheath for use therewith. United States patent No. 6,524,251, Feb. 25, 2003.
13. **Bansevičius R., Bubulis A., Jūrėnas V.** Ultragarsinis kateteris. LR patento paraiška Nr. 2006 092.
14. **Bansevičius R., Bubulis A., Jūrėnas V., Ragulskis K., Valaika M.** Ultragarsinis kraujagyslių vidinių sienelių valymo įrenginys. Paraiškos Nr. LT 2008 105.
15. **Bubulis A., Jūrėnas V., Valaika M., Minchenia V.** Ultrasound wave guide wire for internal blood vessels cleaning. Paraiškos Nr. EP 2 065 002 A1
16. **Savrasov G.V., Savrasov S.P.** Modern surgical devices for treating thromboses: current status and prospects. *Biomedical Engineering*, Vol.34, No.4, 2000, pp. 173-179.

17. **Haskal J.** Mechanical thrombectomy devices for the treatment of peripheral arterial occlusions // Reviews in cardiovascular medicine. 2002; 3(suppl 2):S45-S52.
18. **Datta S.** Correlation of cavitation with ultrasound enhancement of thrombolysis // Ultrasound Med. Biol. 2006. Vol. 32.
19. **Zhou G., Zhang Y., Zhang B.** The complex-mode vibration of ultrasonic vibration systems // Ultrasonics, 2002, Vol. 40, P. 907-911.
20. **Zhou G.** The performance and design of ultrasonic vibration system for flexural mode // Ultrasonics, 2000, Vol. 38, P. 979-984.
21. **Lluch M.M. et al.** Erythrocyte sodium transport, intraplatelet pH, and calcium concentration in salt-sensitive hypertension // Hypertension-1996.-Vol.27.
22. Interaktyvus: <http://www.sonics.com/>. [žiūrėta 2015-03-01].
23. Interaktyvus: http://www.hielscher.com/lt/50h_p.htm. [žiūrėta 2015-03-01].
24. Interaktyvus: <http://medicine.metolit.by/ru/dir/index.php/588>. [žiūrėta 2015-03-01].
25. **Valaika M., Bubulis A., Jūrėnas V., Vilkauskas A.** Adzericho I., Minchenia V. Experimental researches of a flexible waveguide with alternate tightness of ultrasound vibrations. // 3 International conference „Mechatronic systems and materials 2007“ 27-29 September, Kaunas, ISSN 1822-8283, P.202-203
26. **Bubulis A., Vyšniauskiene Ž., Chigarev A., Minchenya V.** Investigation of ultrasonic waveguides for medical therapy. Ultragarsas = Ultrasound / Kauno technologijos universitetas. ISSN 1392-2114. 2007, nr. 4(62). p.42-44. [INSPEC;].
27. Interaktyvus: www.thecrosser.com/. [žiūrėta 2015-03-05].
28. **Steffen W. et al.** High intensity, low frequency catheter-delivered ultrasound dissolution of occlusive coronary artery thrombi: An in vitro and in vivo study // J. Am. Coll. Cardiol.-1994. Vol.24.
29. **Johnson D., Pal D.** Simulation of an ultrasonic piezoelectric transducer. <<http://imaokas.com/ansys/>>.
30. FERROPERM PIEZOCERAMICS A/S, <http://www.ferroperm-piezo.com>.
31. **Kikuchi Y.** Ultrasound transducers, Corona publishing company LTD, Tokyo, 1969.
32. **Friend J., Nakamura K., Ueha S.** Acoustic waveguides for actuators // Japanese Journal of Applied Physics, 2004, Vol. 43, No. 5B, P. 3040-3044.
33. **Sajauskas S.** Paviršinės išilginės bangos. Kauno Technologijos Universitetas, 2002. P. 18-30, 31-32, P. 41-43.
34. **Datta S.** Correlation of cavitation with ultrasound enhancement of thrombolysis // Ultrasound Med. Biol.-2006.-Vol. 32.

PRIEDAI

1 PRIEDAS

1 lentelė. Plieno ir aliuminio mechaninės charakteristikos

Charakteristika	Plienas	Aliuminis D16
Tamprumo modulis, Pa	2.1×10^{11}	0.73×10^{11}
Tankis, kg/m^3	7800	2800
Puasono koeficientas	0.29	0.33

2 lentelė. Pjezokeramikos Pz28 pagrindinės charakteristikos

Pz 28			
Dydis	Žymėjimas	Reikšmė	Vienetai
Tankis	ρ	7700	kg/m^3
Pjezoelektrinė konstanta	d_{31}	-1.14E-10	m/V
Pjezoelektrinė konstanta	d_{33}	2.75E-10	m/V
Pjezoelektrinė konstanta	d_{15}	3.75E-10	m/V
Paslankumas	s_{11}^E	1.26E-11	m^2/N
Paslankumas	s_{33}^E	2.30E-11	m^2/N
Paslankumas	s_{12}^E	-3.71E-12	m^2/N
Paslankumas	s_{13}^E	-6.60E-12	m^2/N
Paslankumas	s_{44}^E	3.77E-11	m^2/N
Paslankumas	s_{66}^E	3.26E-11	m^2/N
Santykinė dielektrinė konstanta	K_{11}^T	1219.69	-
Santykinė dielektrinė konstanta	K_{33}^T	989.52	-