

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
VYTAUTO DIDŽIOJO UNIVERSITETAS

TOMAS JANUŠAS

FUNKCINIŲ MIKROSKYSTINIŲ ELEMENTŲ,
VALDOMŲ TŪRINIŲ AKUSTINIŲ BANGŲ,
KŪRIMAS IR TYRIMAS

Daktaro disertacija
Technologijos mokslai, mechanikos inžinerija (T 009)

Kaunas, 2022

Disertacija rengta 2017–2021 metais Kauno technologijos universiteto Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultete, Mechanikos inžinerijos katedroje. Mokslinius tyrimus rėmė Lietuvos mokslo taryba.

Doktorantūros teisė Kauno technologijos universitetui suteikta kartu su Vytauto Didžiojo universitetu.

Mokslinis vadovas

prof. dr. Giedrius JANUŠAS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, T 009).

Redagavo: anglų kalbos redaktorė Dovilė Blaudžiūnienė (leidykla „Technologija“), lietuvių kalbos redaktorė Aurelija Gražina Rukšaitė (leidykla „Technologija“)

Mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo taryba:

prof. habil. dr. Vytautas OSTASEVIČIUS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, T 009) – **pirmininkas**;

habil. dr. Algimantas BUBULIS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, T 009);

prof. dr. Vytenis JANKAUSKAS, (Vytauto Didžiojo universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija T 009);

prof. dr. Sergei KRUCHININ (Bogoliubovo teorinės fizikos institutas, Ukraina, gamtos mokslai, fizika, N 002).

Disertacija bus ginama viešame mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo tarybos posėdyje 2022 m. birželio 27 d. 10 val. Kauno technologijos universiteto Disertacijų gynimų salėje.

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

Tel. (370) 37 30 00 42; faks. (370) 37 32 41 44; el. paštas doktorantura@ktu.lt

Disertacija išsiųsta 2022 m. gegužės 27 d.

Su disertacija galima susipažinti interneto svetainėje <http://ktu.edu>, Kauno technologijos universiteto (K. Donelaičio g. 20, 44239 Kaunas, Lietuva) ir Vytauto Didžiojo universiteto (K. Donelaičio g. 52, Kaunas 44244, Lietuva) bibliotekose.

© T. Janušas, 2022

KAUNAS UNIVERSITY OF TECHNOLOGY
VYTAUTAS MAGNUS UNIVERSITY

TOMAS JANUŠAS

DEVELOPMENT AND RESEARCH OF
FUNCTIONAL MICROFLUIDIC ELEMENTS
CONTROLLED BY BULK ACOUSTIC WAVES

Doctoral dissertation
Technological Sciences, Mechanical Engineering (T 009)

Kaunas, 2022

This doctoral dissertation was prepared at Kaunas University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering and Design, Department of Mechanical Engineering during the period of 2017–2021. The studies were supported by Research Council of Lithuania.

The doctoral right has been granted to Kaunas University of Technology together with Vytautas Magnus University.

Scientific Supervisor

Prof. Dr. Giedrius JANUŠAS (Kaunas University of Technology, Technological Sciences, Mechanical Engineering, T 009).

Edited by: English language editor Dovilė Blaudžiūnienė (Publishing House *Technologija*), Lithuanian language editor Aurelija Gražina Rukšaitė (Publishing House *Technologija*)

Dissertation Defence Board of Mechanical Engineering Science Field:

Prof. Hab. Dr. Vytautas OSTAŠEVIČIUS (Kaunas University of Technology, Technological Sciences, Mechanical Engineering, T 009) – **chairman**;

Hab. Dr. Algimantas BUBULIS (Kaunas University of Technology, Technological Sciences, Mechanical Engineering, T 009);

Prof. Dr. Vytenis JANKAUSKAS (Vytautas Magnus University, Technological Sciences, Mechanical Engineering, T 009);

Prof. Dr. Sergei KRUCHININ (Bogolyubov Institute for Theoretical Physics, Ukraine, Natural Sciences, Physics, N 002).

The official defence of the dissertation will be held at 10:00 a.m. on 27th of June, 2022 at the public meeting of Dissertation Defence Board of Mechanical Engineering Science Field in the Dissertation Defence Hall at Kaunas University of Technology.

Address: K. Donelaičio St. 73-403, 44249 Kaunas, Lithuania.

Tel. no. (+370) 37 300 042; fax. (+370) 37 324 144; e-mail doktorantura@ktu.lt

Doctoral dissertation was sent on 27th of May, 2022.

The doctoral dissertation is available on the internet <http://ktu.edu>, at the library of Kaunas University of Technology (K. Donelaičio St. 20, 44239 Kaunas, Lithuania) and at the library of Vytautas Magnus University (K. Donelaičio St. 52, Kaunas 44244, Lithuania).

© T. Janušas, 2022

TURINYS

LENTELIŲ SĄRAŠAS	7
PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS	8
SANTRUMPŲ SĄRAŠAS	12
IVADAS	13
I. Mikroskystinių funkcinių elementų gamybos ir taikymo apžvalga	17
1.1 Mikroskystinių funkcinių elementų klasifikavimas ir taikymas	17
1.2. Mikroskystinių prietaisų gamybai naudojamos medžiagos.....	24
1.3. Akustiniai mikroskystinių valdymo būdai	27
1.4. Disertacijos uždavinių formulavimas.....	31
II. Mikroskystinių elementų formavimas pjezoelektrinio nanokompozito pagrindu	34
2.1. Pjezoelektrinio nanokompozito sintezė.....	34
2.2. PZT nanokompozitinės dangos struktūros ir cheminės sudėties analizė.....	37
2.3. Vibracinis mikrokanalų sistemos terminis formavimas	41
2.4. Mikrokanalų funkcionalumo skaitmeninis ir eksperimentinis tyrimas	42
2.5. Išvados.....	46
III. Bešvinio pjezoelektrinio kompozito sintetinimas ir tyrimas	47
3.1. BCZT sintezė ir funkcinių elementų formavimas	47
3.2 BCZT kompozito tyrimo metodika	49
3.3. BCZT kompozito tyrimo rezultatai	53
3.3.1. BCZT cheminės sudėties tyrimas.....	53
3.3.2. Funkcinių junginių BCZT kompozite tyrimas	54
3.3.3. SEM ir EDX analizės	55
3.3.4. Paviršiaus hidrofobinių savybių tyrimas	57
3.3.5. Pjezoelektrinių savybių tyrimas BCZT kompozituose.....	59
3.4. Dalelių valdymas mikrokanaluose suformuotose BCZT kompozito pagrindu	62
3.4.1. Mikrokanalo, skirto dalelių manipuliavimui, kūrimas	62
3.4.2. Dalelių srauto mikrokanale eksperimentinis tyrimas	64
3.5. Išvados.....	65
IV. Mikroskystinių elementų sistemos formavimas ir skysčių dinamikos jose tyrimas	67

4.1. Mikrokanalų sistemos formavimo polikarbonato plokštelėje metodologija .	67
4.2. Polikarbonato plokštelės virpesių formų analizė.....	68
4.2.1. Virpesių formų analizė PRISM sistema	68
4.2.2 PC plokštelės virpesių režimų analizė naudojant „Polytech“ vibrometrą	71
4.3. Mikrokanalų masyvo vibracinė-terminė formavimo technologija	73
4.4. Skysčių dinamikos tyrimas mikroskystinėse sistemose	81
4.4.1. Skysčių koncentracijos nustatymo metodas, grįstas koherentinės šviesos difrakcijos principu	81
4.4.2 Akustinio slėgio mikrokanale modeliavimas	87
4.4.3. Optinė holografija	89
4.5. Išvados.....	91
IŠVADOS.....	92
SUMMARY	94
LITERATŪROS SĄRAŠAS.....	108
CURRICULUM VITAE.....	120
PADĖKA.....	122

LENTELIŲ SĄRAŠAS

1.1 lentelė. Dažniausiai naudojamos medžiagos mikroskystiniams elementams gaminti	25
2.1 lentelė. Poliesterinių tinkelių parametrai	35
2.2 lentelė. Mechaninės savybės	38
2.3 lentelė. Slėgio sukuriamą skirtingų režimų mikrotėkmę	44
2.4 lentelė. Skaičiavimams naudojamų medžiagų optinės savybės	45
3.1 lentelė. Sluoksnių storiai ir jiems naudotų tinkelių charakteristikos	49
3.2 lentelė. Skysčių savybės.....	50
3.3 lentelė. BCZT kristalografiniai parametrai, apskaičiuoti „X’Pert“ programa	54
3.4 lentelė. Stechiometrinė junginių sudėtis	57
3.5 lentelė. Skirtingų skysčių lašelių vaizdai ant bešvinės pjezokeramikos bandinių	58
4.1 lentelė. Modelyje naudotų medžiagų mechaninės savybės	76
4.2 lentelė. Pjezokeramikos PZT-5A mechaninės savybės	76
4.3 lentelė. Pjezokeramikos PZT-5A elektrinės savybės	77
4.4 lentelė. Medžiagų, naudotų tyrimams ir skaičiavimams, optinės savybės	83

PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS

1.1 pav. Mikroskystinių funkcinį elementų tipai ir funkcijos	17
1.2 pav. PDMS pagrindu pagamintas mikroskystinis prietaisas, skirtas kraujui prisotinti deguonimi [10]	18
1.3 pav. Porėtos dirbtinės kraujagyslės skerspjūvio SEM vaizdas (skalė 100 μm) [11]	18
1.4 pav. Lankstus neuroninis zondas su integruotais mikrokanalais, skirtais vaistams suleisti į nervinius audinius, pagamintas fotolitografijos būdu [15]	19
1.5 pav. Scheminis (a) mikrokanalo vaizdas, kai juo teka skystis; (b) mikrokanalo skerspjūvis, kai slėgio nėra, (c) mikrokanalo skerspjūvis, paveiktas slėgio [18]	20
1.6 pav. Klasikinės T formos mikromaišyklės (a) ir T formos maišyklės su išgaubtomis kliūtėmis (b) 3-D modeliai [26]	21
1.7 pav. PDMS pagrindu pagamintas lankstus T formos mikromaišytuvas, kurio aktyviąją zoną sudaro serija susiaurėjimų (a) arba vingiuotas mikrokanalas (b) [27]	21
1.8 pav. Trimatis pasyvaus mechaninio mikrovožtuvo modelis (a), matmenys (b), skysčio sritys (c) ir veikimo principas (d) [32]	22
1.9 pav. Integruotas pjezoelektrinis peristaltinis mikromechaninis siurblys (i) [33] ir autonominis mikroskystinis siurblys, veikiantis skysčių garinimo iš biosilicinių plonų porėtų plėvelių pagrindu (ii) (a – pipetė, b – pipetės galas su kapiliariniu vamzdeliu, c – plona porėta biosilicino plėvelė) [35]	23
1.10 pav. Mikroskystinių prietaisų gamybai naudojamų medžiagų Jungo modulio spektras [13]	24
1.11 pav. Scheminė diagrama, iliustruojanti dalelių filtravimą, veikiantį bėgančios paviršinės akustinės bangos principu, su išryškinta dalelių atskyrimo zona, kur, priklausomai nuo dalelių parametrų, akustinės bangos dažnio ir Relėjaus kampo, dalelės nukreipiamos į skirtingas zonas [86]	28
1.12 pav. Mikroskystinio kanalo, veikiančio stovinčios paviršinės akustinės bangos principu, schema (a) ir du akustinio slėgio pasiskirstymo atvejai, kai naudojami du šukų tipo elektrodai (b) bei keturi šukų tipo elektrodai, nukreipiantys paviršines akustines bangas vieną priešais kitą, kad susidarytų SPAB [87]	28
1.13 pav. Mikroskystinio funkcinio elemento, veikiančio tūrinių akustinių bangų pagrindu, schema [88]	29
1.14 pav. Spūdumo citometras, susidedantis iš dviejų šukų tipo elektrodų, suformuotų ant LiNbO ₃ pjezoelektrinio pagrindo, ir PDMS medžiagoje suformuotų skirtingais kampais į elektrodus orientuotų mikrokanalo segmentų. (a) bei jo veikimo schema (b) [92]	30
2.1 pav. Mikroskystinis funkcinis elementas su mikrokanalų sistema	34
2.2 pav. Poliesterio tinklelio (a) ir brauklės (b) nuotraukos	35
2.3 pav. Vario folijos dangos pavyzdžiai: 1 – PZT/PMMA, 2 – PZT/PS, 3 – PZT/PVB	36

2.4 pav. Pjzokompozitinio polimero polinimo įrenginio principinė schema (a) ir nuotrauka (b): 1 – reguliuojamas transformatorius, 2 – įtamos stiprintuvas, 3 – bandinio laikiklis, 4 – bandinys.....	36
2.5 pav. Bandinių su skirtingomis rišamosiomis medžiagomis SEM vaizdai	37
2.6 pav. Cheminių elementų žemėlapiai	38
2.7 pav. Eksperimentinis stendas, skirtas bandinių mechaninėms ir elektrinėms charakteristikoms matuoti: 1 – bandinys; 2 – LK-G82 jutiklio galvutė; 3 – LK-G3001PV valdymo blokas; 4 – osciloskopas „PicoScope 3424“; 5 – kompiuteris..	38
2.8 pav. Periodiškai žadinamo bandinio generuojama įtampa.....	39
2.9 pav. Eksperimentinio hidrofobinės ir hidrofilinės medžiagos drėkinimo kampo matavimo stendo schema: (1) skysčio lašas, (2) analizuojama danga, (3) laikiklis, (4) du išgaubti lęšiai, (5) Guppy F-503 B&W CMOS kamera, (6) kompiuterinė vaizdo analizės sistema	40
2.10 pav. Trys drėkinimo kampo matavimo tipiniai vaizdai ir per taškus nubrėžtas lašo paviršių aproksimuojantis polinomas	40
2.11 pav. PZT nanokompozitų drėkinimo kampo matavimo rezultatai.....	40
2.12 pav. Mikrostruktūrų vibracinio terminio formavimo stendas: (1) medžiagų bandymo mašina „Tinius Olsen“, (2) signalų generatorius „Agilent 33220A“, (3) tiesinis stiprintuvas EPA-104, (4) maitinimo šaltinis, (5) kompiuteris, (6) plieninis žiedas, (7) pjzokeraminiai žiedai, (8) kaitinimo elementas, (9) pagrindas.....	41
2.13 pav. Stačiakampių mikrokanalų sistemos, suformuotos pjezoelektriniame kompozite, 3D vaizdas ir skerspjūvio stačiakampis profilis, periodas – 4µm, kanalo plotis – 2 µm, ketera – 2 µm, gylis – 560 nm	42
2.14 pav. Mikrokanalo baigtinių elementų modelio matmenys (a) ir kraštinės sąlygos (b)	43
2.15 pav. Mikrokanalo poslinkių laukas x ašies kryptimi, periodiškai sužadinus 110 MHz dažniu	43
2.16 pav. Mikrokanalo poslinkio laukas x ašies kryptimi, periodiškai sužadinamas 122 MHz dažniu.....	44
2.17 pav. Periodinės Al padengtos mikrostruktūros atspindėtos šviesos santykinis difrakcijos efektyvumas	45
3.1 pav. Principinė BCZT/PMMA elementų formavimo schema	48
3.2 pav. (a) BCZT elemento schema ir (b) keturi bandiniai, pagaminti naudojant skirtingus tinklelius.....	48
3.3 pav. Eksperimentinio hidrofobinės ir hidrofilinės medžiagos drėkinimo kampo matavimo stendas: (1) skysčio lašas, (2) analizuojama danga, (3) laikiklis, (4) du išgaubti lęšiai, (5) Guppy F-503 B&W CMOS kamera, (6) kompiuterinė vaizdo analizės sistema	50
3.4 pav. Lazerinis trianguliacinis poslinkio matavimo stendas: (1) jutiklis LK-H050, (2) valdiklis LK-HD500, (3) bandinys, (4) osciloskopas „PicoScope 2205A“, (5) monitorius, (6) signalo generatorius UNI-T UTG2025A ir (7) aukštos įtamos linijinis stiprintuvas „FLC Electronics A400“.....	51
3.5 pav. Elektroninė speklų interferometrijos sistema PRISM: (1) valdymo blokas, (2) kamera, (3) objektinis spindulys, (4) kompiuteris, (5) bandinys, (6)	

signalu generatorius UNI-T UTG2025A ir (7) aukštos įtampos linijinis stiprintuvas „FLC Electronics A400“	52
3.6 pav. BCZT rentgenograma.....	53
3.7 pav. Ba32, Ba48, Ba90 ir Ba140 bandinių FTIR spektrai	55
3.8 pav. Bandinių SEM nuotraukos: (a) Ba32 (b) Ba48 (c) Ba90 ir (d) Ba140	56
3.9 pav. Bandinių rentgeno spindulių energijos dispersijos spektrai	57
3.10 pav. Drėkinimo kampo matavimo rezultatai.....	59
3.11 pav. Paviršiaus kritinių įtempių nustatymas naudojant Zismano metodą.....	59
3.12 pav. Bandinių generuojama įtampa: (a) Ba32, (b) Ba48, (c) Ba90 ir (d) Ba140.....	60
3.13 pav. Laike suvidurkintų spekklų interferogramos (a) ir grafikas, vaizduojantis skirtingų bandinių virpesių amplitudžių priklausomybes nuo gembės ilgio (b).....	61
3.14 pav. Mikroskystinis įrenginio prototipas sukurtas BZT kompozito pagrindu.....	62
3.15 pav. Mikrokanalo 3D vaizdas (a) ir jo veikimo principas (b).....	63
3.16 pav. Mikroskystinio prietaiso testavimo sistemą sudaro (1) mikroskystinis elementas, (2) mikroskopas „Nikon ECLIPSE LV150“, (3) skysčio padavimo jungtis, (4) skysčio išleidimo jungtis, (5) skysčių dozatorius „Aitecs PLUS SEP – 21S“, (6) signalų generatorius UNI-T UTG2025A, (7) aukštos įtampos linijinis stiprintuvas „FLC Electronics A400“ ir (8) monitorius	64
3.17 pav. Mikrokanale sufokusuotos dalelės (skalės dydis 100 μm).....	65
4.1 pav. Mikrokanalų sistemos, veikiančios akustinių bangų principu, schema: a – polikarbonato plokštelė su priklijuotu pjekokeraminiu žiedu, b – plokštelės virpesių forma (2x2), c – mikrokanalų masyvo vietos ir orientacijos modelis.....	67
4.2 pav. Polikarbonato plokštelė su suformuota mikrokanalų matrica (3x3): 1 – pjekokeraminis žiedas, 2 – mikrokanalų masyvai	68
4.3 pav. PRISM sistema: (a) funkcinė schema (1 – valdymo blokas, 2 – kamera, 3 – žalios šviesos bangos lazeris, 4 – monitorius, 5 – pavyzdys, 6 – signalų generatorius UNI – T UTG2025A ir 7 – aukštos įtampos linijinis stiprintuvas „FLC Electronics A400“) ir (b) PRISM sistemos nuotraukos.....	69
4.4 pav. PC plokštelės virpesių formos ir dažniai.....	70
4.5 pav. Eksperimente naudojamos matavimo sistemos „Polytech“ lazerinis doplerio vibrometras PSV-500-3D-HV	71
4.6 pav. Polikarbonato plokštelės amplitudės ir dažnio charakteristika	72
4.7 pav. Tangentiniai polikarbonato plokštelės virpesiai žadinant 40kHz dažniu	72
4.8 pav. Periodinių mikrostruktūrų vibracinio-terminio formavimo įrenginys: 1 – koncentratorius, 2 – pjekokeraminiai žiedai, 3 – kaitinimo elementas, 4 – atspaudas su mikroperiodine struktūra, 5 – termoelementas, 6 – temperatūros valdymo blokas	73
4.9 pav. PZT-5A medžiagos pjezoelektrinių savybių priklausomybė nuo temperatūros	74

4.10 pav. 2D ašiai simetrinis pjezoelektrinio keitiklio modelis: a) sudedamosios dalys ir geometrija (1 – pagrindas, 2 – varžtas, 3 – pjezokeraminiai žiedai, 4 – virpesių koncentratorius, 5 – kaitinimo elementas, 6 – štampas), b) modelio kraštinės sąlygos	75
4.11 pav. 2D ašiai simetrinio pjezoelektrinio keitiklio modelio tinklelis	75
4.12 pav. Pjezoelektrinio keitiklio amplitudės ir dažnio charakteristika	77
4.13 pav. Pirmoji (a) ir antroji (b) pjezoelektrinio keitiklio išilginių virpesių formos (amplitudė matuojama milimetrais)	78
4.14 pav. Sonotrodo impedanso matavimo sistema	79
4.15 pav. Vibracinio terminio formavimo sistema: 1 – sonotrodas su štampu, kaitinimo elementu ir termopora; 2 – temperatūros valdymo blokas; 3 – signalų generatorius UNI –T UTG2025A; 4 – stiprintuvas „FLC Electronics A400“; 5 – „Tinius Olsen“ medžiagų bandymo mašina; 6 – darbinė plokštuma.....	79
4.16 pav. Termoplastiko liekamieji įtempiai po terminio formavimo proceso	80
4.17 pav. Termoplastiko liekamieji įtempiai po terminio formavimo proceso: a) nenaudojant vibracinio žadinimo ir b) naudojant vibracinį žadinimą	81
4.18 pav. Difrakcinio efektyvumo matavimo standas: 1 – lazeris ($\lambda=633$ nm), 2 – plokštelė su mikrokanalais, 3 – fotodiodas, 4 – ampermetras	82
4.19 pav. Skaidrios (a) ir atspindinčios (b) mikrokanalų sistemos schemos ..	83
4.20 pav. Pralaidumo pirmos eilės difrakcinio maksimumo efektyvumo priklausomybė nuo lūžio rodiklio	84
4.21 pav. Atspindžio pirmos eilės difrakcinio maksimumo efektyvumo priklausomybė nuo lūžio rodiklio	85
4.22 pav. Rekomenduotino skaidrios struktūros optimalaus gylio priklausomybė nuo lūžio rodiklio	86
4.23 pav. Rekomenduotino atspindinčios struktūros gylio priklausomybė nuo lūžio rodiklio	86
4.24 pav. Akustofluido sužadinimo schema	87
4.25 pav. Mikrokanalo modelis ir kraštinės sąlygos	88
4.26 pav. Mikrokanalo skerspjūvio baigtinių elementų modelis	88
4.27 pav. Akustinio slėgio pasiskirstymas mikrokanalo skerspjūvyje.....	89
4.28 pav. Optinės holografijos standas: 1 – lazeris, 2 – glaudžiantis lęšis, 3 – veidrodis, 4 – holografinė plokštelė (PFG-03C, Slavich), 5 – plokštelė su mikrokanalais ir pritvirtinta keramika, 6 – skysčio dozatorius, 7 – signalo generatorius, 8 – stiprintuvas.....	89
4.29 pav. Holografinė sistema eksponavimo metu	90
4.30 pav. Akustinėmis bangomis žadinamo mikrokanalo holograma	90

SANTRUMPŲ SĄRAŠAS

BCZT – bario kalcio cirkonio titanatas
BPAB – bėganti paviršinė akustinė banga
EDS – energijos dispersijos spektrometrija
FTIR – Furjė transformacijos infraraudonųjų spindulių spektrometrija
PAB – paviršinės akustinės bangos
PC – polikarbonatas
PDMS – polidimetilsiloksanas
PEDOT – poli(3,4-etilendioksietilofenas)
PET – polietileno tereftalatas
PI – poliamidas
PLE – paviršiaus laisvoji energija
PMMA – polimetilmetakrilatas
PS – polistirenas
PSS – polistireno sulfonrūgštis
PTFE – politetrafluoretilenas
PVB – polivinilbutiralis
PVDF – polivinilo difloridas
PZT – pjezoelektrikas
RDE – santykinis difrakcinis efektyvumas
SEM – skenuojamoji elektroninė mikroskopija
SPAB – stovinti paviršinė akustinė banga
TAB – tūrinės akustinės bangos
TPE – termoplastinis elastomeras
TPU – termoplastinis poliuretanai

IVADAS

Pastaruoju metu miniaturizacija yra pagrindinė mokslo ir technologijų plėtrai įtaką darančių veiksmų, ypač biomedicinos ir išmaniųjų dėvimų prietaisų srityje. Vienas iš sparčiausiai besivystančių elementų biomedicinoje yra mikroskystiniai elementai. Mikrokanalai sąveikauja su įvairiais skysčiais (tokiais, kaip biologiniai skysčiai, biodalelės, techniniai skysčiai ir t. t.), todėl jų geometrijos, dinamikos, gamybos ir medžiagų tyrimai yra ypač aktualūs, leidžiantys atsakyti į vis naujai išskylančius klausimus. Artimiausiu metu mikroskystinių technologijos pakeis tradicinius analitinius metodus biomedicinoje.

Galimybė valdyti dalelių judėjimą ar atskirti skysčių mišinius į atskirus komponentus prietaisuose, kurių veikimas pagrįstas skysčio tekėjimu mikrokanalais, yra siekiama daugelyje pritaikymo sričių. Tai galima įgyvendinti sukūrus tam tikrus atskiriamuosius filtrus, leidžiančius skysčiui tekėti sulaikant jame esančias tam tikras daleles. Tačiau, naudojant tokius filtrus, yra tam tikrų apribojimų: kai filtras yra užpildomas, sumažėja filtravimo talpa, keičiant ar pašalinant filtrą, jame lieka sulaikytų dalelių ir kt. Pagrindinis iššūkis, susijęs su šiais prietaisais, yra efektyvios ir universalios skysčių valdymo technologijos, apimančios daug įvairių biomolekulių (pvz., bakterijos, ląstelės ir kt., kurių dydis nuo $\sim 1 \mu\text{m}$ iki $30 \mu\text{m}$) ir terpių (pvz., kraujas, seilės ir kt.), sukūrimas. Dalelėms valdyti naudojami dviejų tipų metodai – aktyvūs (pvz., akustoforezė) ir pasyvūs (pvz., mikrovožtuvai, mikrofiltrai ir kt.). Abu valdymo būdai naudojami diagnostikoje ir medicinoje. Pasyvus būdas pagrįstas hidrodinaminiu dalelių valdymu, derinant geometriją ir skysčius; o aktyvus būdas – akustiniu valdymu. Abu būdai yra plačiai taikomi, aptariami ir nagrinėjami, tačiau jie turi tam tikrų apribojimų, tokių kaip prastas dalelių ar skysčių atskyrimo efektyvumas, atskiriamų dalelių būdingas dydžio diapazonas nuo 1 iki $20 \mu\text{m}$, medžiagos šiluminiai įtempiai srauto metu, kurie gali suardyti daleles, ir panašiai.

Šio tyrimo tikslas yra sukurti naują, tūrinių akustinių bangų generavimo principu pagrįstą technologiją. Ši technologija yra pagrįsta naujos bešvinės pjezokeramikos, kuri gali būti naudojama akustoforezės procese, vystymu. Akustoforezė yra bekontaktis mikrodalelių valdymo būdas, kurio metu dalelės atskiriamos naudojant didelio intensyvumo akustines bangas. Naudojant akustoforezę, nebereikia mikrofiltrų ar mikromembranų. Akustinių ir srauto jėgų veikiamos dalelės yra nukreipiamos į akustinių bangų suformuotus slėgio mazgus arba pūpsnius, priklausomai nuo dalelių parametrų ir akustinės bangos ilgio. Todėl, projektuojant tokius įrenginius, būtina įvertinti tokius parametrus, kaip dalelių dydis, tankis, spūdimas, skysčio klampumas, srauto greitis, mikrokanalo geometrija, medžiaga ir t. t.

Labai svarbu tokiose sistemose sumažinti energijos nuostolius, kurie gali nulemti nepageidaujamus fizikinius reiškinius, pavyzdžiui, kaitimą. Todėl tūrinėms akustinėms bangoms generuoti būtina parinkti didžiausio efektyvumo pjezoelektrines medžiagas ir suprojektuoti optimalios geometrijos mikroskystines sistemas. Kitas svarbus uždavinys, kurį sprendžia mokslininkai, yra

biosuderinamumas. Todėl naujos bešvinės pjekzokeramikos kūrimas, pakeičiant tradicinę švino cirkonio titanato (PZT) keramiką, sulaukia didelio susidomėjimo tokiose dalelių valdymo srityse, kur svarbus yra biologinis suderinamumas.

Tyrimų objektas – funkcinis mikroskystinis elementas, valdomas tūrinių akustinių bangų.

Darbo tikslas – bešvinio pjekzoelektrinio nanokompozito pagrindu sukurti mikrodalelėms valdyti tūrinėmis akustinėmis bangomis skirtą funkcinį mikroskystinį elementą.

Suformuluotam tikslui pasiekti darbe yra sprendžiami tokie uždaviniai:

1. Įvertinti PZT/PMMA, PZT/PVB ir PZT/PS kompozitų tinkamumą formuoti mikroskystinius elementus.
2. Susintetinti ir ištirti bešvinį pjekzoelektrinį / polimerinį kompozito ruošinį, skirtą mikroskystiniams funkciniais elementams formuoti.
3. Bešvinio pjekzoelektrinio / polimerinio kompozito pagrindu suprojektuoti ir ištirti mikroskystinį funkcinį elementą.
4. Sukurti skysčių koncentracijos mikrokanaluose nustatymo metodiką, grįstą koherentinės optikos principais.

Tyrimo metodai, programinės priemonės:

Šis darbas buvo parengtas taikant teorinius ir eksperimentinius tyrimo metodus. Teoriniai tyrimai atlikti analitiniais ir skaitiniais metodais. Projektavimui, modeliavimui baigtiniais elementais ir rezultatų apdorojimui naudotos šios programos: GSolver ir COMSOL Multiphysics.

Nanokompozitinių medžiagų struktūrinės analizės kokybiniai tyrimai atlikti automatinio rentgeno spindulių difraktometru „D8 Discover Bruker“ ir rentgeno spindulių energijos dispersijos spektrometru „Quantax“ su *Hypermap* funkcija. Molekulių ir mišinių charakterizavimas, vibracinių spektrų identifikavimas atliktas Furjė transformacijos infraraudonosios srities spektrometru. Nanokompozitų ir funkcinų elementų paviršiaus tyrimai atlikti skenuojamuoju elektroniniu mikroskopu QUANTA200FEG, atominių jėgų mikroskopu JPK NanoWizard3 bei optiniu mikroskopu. Mikromechaninių elementų ir nanokompozitų dinaminės charakteristikos iširtos lazeriniu doplerio vibrometru POLYTEC ir speklių interferometru PRISM.

Eksperimentiniai tyrimai buvo atlikti Kauno technologijos universiteto Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultete, Mechatronikos institute bei naudojant įrangą, prieinamą KTU Atviros prieigos centre.

Mokslinis naujumas

1. Mikroskystiniams funkciniais elementams formuoti susintetintas bešvinis pjekzoelektrinis polimerinis (BCZT/PMMA) kompozitas.
2. Vibraciniu-terminiu būdu plezoelektriniame nanokompozite suformuotas mikroskystinis funkcinis elementas.
3. Sukurta mikroskystinių funkcinų elementų akustinių bangų vizualizavimo metodika.

Ginamieji teiginiai

1. Susintetintas bešvinis pjezoelektrinis polimerinis (BCZT/PMMA) kompozitas pasižymi pjezoelektriniu efektu mikrometriniu lygiu.
2. Koherentinės optikos principais sukurtos skysčių koncentracijos vertinimo technologijos įgalina netiesioginiu metodu nustatyti skysčių lūžio rodiklio kitimą nuo 1,26 iki 1,54 ir analizuoti laike suvidurkintus skysčių dinamikos procesus.
3. Sukurtas bešvinis pjezoelektrinis nanokompozitas yra termoplastikas ir yra tinkamas mikrostruktūroms formuoti vibraciniu-terminiu būdu.

Praktinė vertė

1. Sukonstruotas vibracinis-terminis pjezoelektrinis keitiklis, skirtas mikroskystiniams elementams formuoti nanokompozitiniuose termoplastikuose.
2. Sukurta netiesioginė ir nekontaktinė skysčių koncentracijos nustatymo mikrokanaluose metodika.
3. Bešvinio pjezoelektrinio nanokompozito pagrindu suformuotas mikroskystinis funkcinis elementas, skirtas mikrodalelėms valdyti tūrinėmis akustinėmis bangomis.

Darbo rezultatų aprobavimas

Disertacijoje pateikti tyrimų rezultatai buvo paskelbti penkiose publikacijose. Dvi iš jų Web of Science duomenų bazėje referuojamuose leidiniuose su cituojamumo indeksu (Q1 kvartilio žurnalai), vienas Web of Science duomenų bazėje referuojamame leidinyje be cituojamumo indekso ir du konferencijų pranešimų medžiagoje.

Tyrimų rezultatai pristatyti trijose tarptautinėse konferencijose: 33-oje tarptautinėje konferencijoje Vibroengineeringe (Vokietija, 2018), trečiojoje tarptautinėje konferencijoje „International conference on material engineering and advanced manufacturing technology MEAMT“ (Kinija, 2019) ir NATO seminare „Advanced nanomaterials for detection of CBRN“ (Ukraina, 2019).

Darbo apimtis ir struktūra:

Daktaro disertaciją sudaro įvadas, 4 pagrindiniai skyriai, išvados, literatūros sąrašas, disertacijos santrauka ir autoriaus CV bei publikacijų sąrašas. Disertacijos apimtis yra 122 puslapiai. Disertacijos pagrindinėje dalyje, apimančioje 81 puslapį, yra 78 paveikslai, 14 lentelių, cituojamas 151 literatūros šaltinis.

Literatūros apžvalgos skyriuje nagrinėjami mikroskystiniai prietaisai, tokie kaip biosensoriai, neuroniniai zondai, mikrosiurbliai, mikromaišytuvai, mikrovožtuvai, mikrokanalai, mikrofiltrai, apžvelgtos jų gamybai naudojamos medžiagos bei mikrodalelių akustiniai valdymo būdai. Skyriaus pabaigoje suformuluojamas disertacijos tikslas ir uždaviniai.

Antrajame skyriuje nagrinėjamos pjezoelektrinės kompozitinės medžiagos PZT/PMMA, PZT/PS ir PZT/PVB, siekiant įvertinti šių medžiagų tinkamumą terminio vibracinio formavimo metodu pagaminti pjezoelektrinius mikroskystinius

funkcinius elementus, veikiančius tūrinių akustinių bangų pagrindu. Išnagrinėtos suprojektuoto mikrokanalo dinaminės savybės, nustatyti teoriniai skysčių srautai.

Trečiajame skyriuje aprašomi naujai susintetinto bešvinio kompozito cheminiai, fizikiniai ir mechaniniai tyrimai, įvertinant šios medžiagos tinkamumą mikroskystinių funkcinių elementų gamybai. Taip pat nagrinėjamas suprojektuotas mikrokanalo funkcinis elementas, skirtas mikrodalelėms valdyti naudojant tūrines akustines bangas. Atlikti teoriniai ir eksperimentiniai mikrodalelių fokusavimo tyrimai.

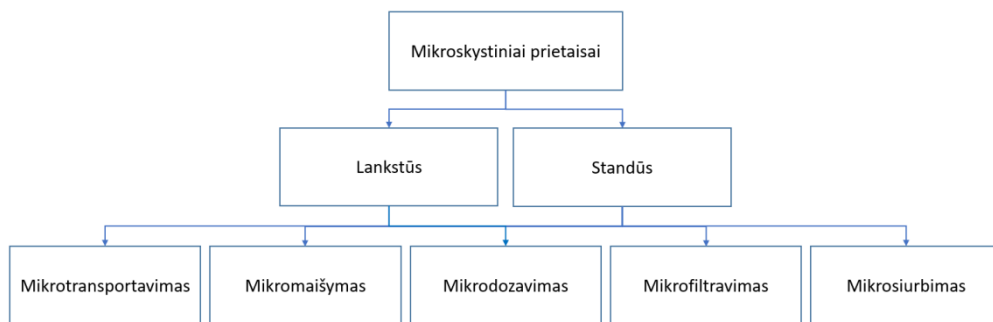
Ketvirtajame skyriuje pristatomos koherentinės optikos principu veikiančios skysčių koncentracijos tyrimo metodikos. Šiame skyriuje aprašyta sukurta skysčių koncentracijos nustatymo metodika, grįsta skysčių lūžio rodiklio netiesioginiu įvertinimu pagal difracinius matavimus. Dinaminių procesų ir akustinių slėgių pasiskirstymui mikrokanaluose vizualizuoti panaudotas Denisiuko hologramų užrašymo principas.

Disertacijos išvadose apibendrinti atliktų teorinių ir eksperimentinių tyrimų rezultatai.

I. MIKROSKYSTINIŲ FUNKCINIŲ ELEMENTŲ GAMYBOS IR TAIKYMO APŽVALGA

1.1 Mikroskystinių funkcinių elementų klasifikavimas ir taikymas

Mikroskystinius funkcinius elementus tiriantis mokslas nagrinėja skysčių elgseną mikroerdvėse ir mikrominiatūrizuotų prietaisų gamybos technologijas. Mikroskystiniuose elementuose apdorojami ir analizuojami labai maži skysčių kiekiai (nuo mikrolitrų iki femtolitrų). Todėl mikrometriniame lygyje skysčiai elgiasi kitaip, palyginti su makrolygiu. Mikroskystinis funkcinis elementas yra išlieta arba išpjauta mikrokanalų sistema, susieta su makroaplinka. Mikroskystinio funkcinio elemento dizainas priklauso nuo taikymo srities (akustoforezė, elektroforezė, maišymas, DNR analizė ir t. t.) [1].



1.1 pav. Mikroskystinių funkcinių elementų tipai ir funkcijos

Mikroskystiniai funkciniai elementai, priklausomai nuo medžiagų, iš kurių yra pagaminti, skirstomi į lanksčius ir standžius, o integruoti į sudėtingesnes sistemas atlieka mikrotransportavimo, mikromaišymo, mikrodozavimo, mikrofiltravimo ir mikrosiurbimo funkciją (1.1 pav.).

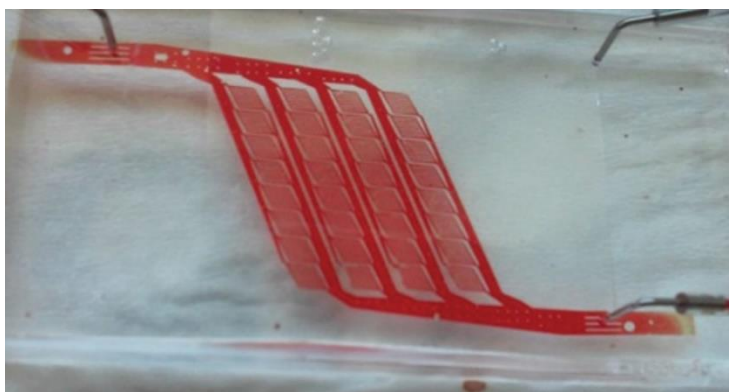
Mikroskystiniai funkciniai elementai yra naudojami kaip slėgio, kontakto ar šlyties jutikliai [2]. Jie užtikrina didelį tikslumą ir universalumą, tačiau turi ir trūkumų. Jei šie jutikliai yra taikomi biomechanikoje, jie turi būti lankstūs ir pakankamai ploni [3]. Kartais mikrokanalo storis siekia tik keliasdešimt mikrometrų. Tačiau tuo pat metu jie tampa labai jautrūs išorės poveikiui [4]. Lankstūs mikroskystiniai funkciniai elementai, pavyzdžiui, užpildyti galio ir inidžio skystu metalu [4], pasižymi dideliu tikslumu. Gauti duomenys parodė slėgio jutiklio pastovumą ir atkuriamumą bei gerą jautrumą. Patikimas ir nuolatinis jutiklių veikimas esant įvairioms deformacijoms patvirtino jų tvirtumą ir funkcionalumą.

Sungbong Kim ir kt. [5] sukūrė dėvimą prakaito jutiklį, kuris yra autonominis ir radijo signalu perduoda informaciją. Šis mikroskystinis jutiklis nepertraukiamai tiria prakaito sudėtį ir jos pokytį ir informaciją perduoda apdoroti. Šio jutiklio mikrokanalai pagaminti iš polidimetilsiloksano (PDMS) naudojant litografiją. Dėvimi temperatūros jutikliai taip pat gaminami mikroskystinių funkcinių elementų,

užpildytų skystu metalu, pagrindu [6]. Šie jutikliai yra taikomi pažangiose sveikatos stebėsenos sistemose.

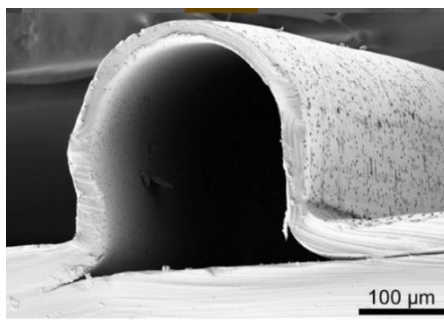
Ne mažiau svarbios yra lanksčios mikrojungtys, užtikrinančios kuriamų sistemų pritaikomumą ir universalumą [7]. Lanksčių jungčių naudojimas užtikrina atsparumą didelėms deformacijoms ir įtempiams. Duomenų surinkimui mikroskystiniuose elementuose svarbus yra elektrinis laidumas ir optinis skaidrumas. Todėl mokslininkai vietoje anglies nanovamzdelių [8] naudoja sidabro nanovielutes [7]. Jos pasižymi itin dideliu elektriniu laidumu ir užtikrina elektrinių grandinių stabilumą esant įvairioms sąlygoms [9].

O ypač didelį susidomėjimą kelia lanksčios mikroskystinės technologijos. Jos ypač plačiai taikomos biomedicinoje dėl suderinamumo (lankstumo) su biologiniais audiniais.



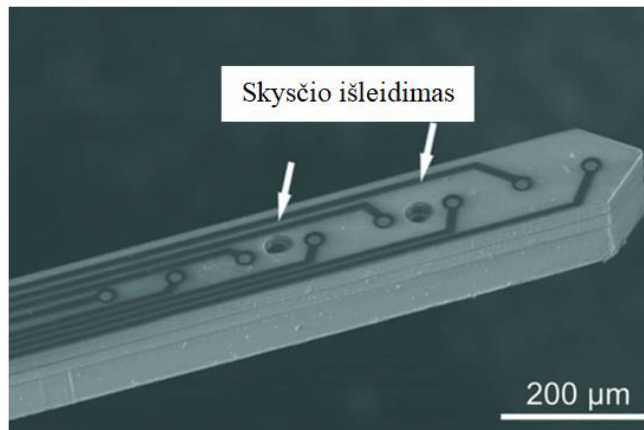
1.2 pav. PDMS pagrindu pagamintas mikroskystinis prietaisas, skirtas kraujui prisotinti deguonimi [10]

Lankstūs mikroskystiniai funkciniai elementai yra taikomi įvairiose biologinėse sistemose, pavyzdžiui, kraujui išotinti deguonimi (1.2 pav.) [10], dirbtinėse kraujagyslėse (1.3 pav.) [11], kuriant PDMS mikrodaleles, imituojančias raudonuosius kraujo kūnelius [12], ir kitur.



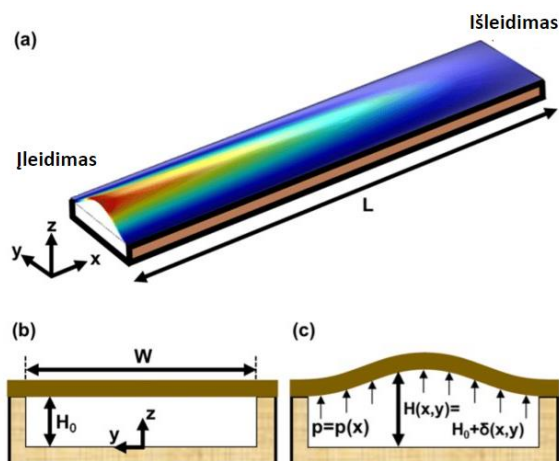
1.3 pav. Porėtos dirbtinės kraujagyslės skerspjūvio SEM vaizdas (skalė 100 μm) [11]

Lankstūs neuroniniai zondai (1.4 pav.) yra dar viena lanksčių mikroskystinių sistemų taikymo biologijoje sritis. Dabartiniai kietieji zondai nesuderinami su nerviniais audiniais dėl jų mechaninio nesuderinimo su minkštais biologiniais audiniais. Ilgalaikis kietųjų zondu naudojimas nerviniuose audiniuose yra susijęs su daugeliu problemų, pavyzdžiui, su neuroinflammacija [13]. Lanksčios mikroskystinės plokštelės, pagamintos iš PI, parileno, PDMS ir kitų medžiagų, yra naudojamos gaminant minkštus neuroninius zondus [14, 15]. Šie zondai pasižymi puikiu suderinamumu su biologiniais audiniais. Jie taip pat pasižymi itin dideliu universalumu, t. y. galima kurti įvairaus standumo zondus, jie pasižymi geru elektriniu laidumu, juos naudojant galima atlikti vaistų injekcijas į lokalias zonas.



1.4 pav. Lankstus neuroninis zondas su integruotais mikrokanalais, skirtais vaistams suleisti į nervinius audinius, pagamintas fotolitografijos būdu [15]

Nors lankstūs mikrokanalų funkciniai elementai turi daug privalumų, palyginti su standžiais, tačiau jų teorinis, skaitmeninis ir eksperimentinis tyrimas yra daug sudėtingesnis. Pavyzdžiui, mikrokanalų fizikiniai parametrai mikrometriniame lygyje turi itin didelį poveikį funkcionalumui (srauto greitis, pasipriešinimas, difuzija ir t. t.) [16]. Tuo pat metu srautas, slėgis ir kiti mikroskystiniai procesai paveikia mikrokanalų geometriją, t. y. sukelia jų deformacijas [17]. Mikrokanalo geometrija, skysčio klampumas, sienelės sąveika su skysčiu, mikrokanalo deformacijos – tai tik dalis parametru, kuriuos reikia įvertinti projektuojant mikroskystines sistemas ir kuriant jų modelius (1.5 pav.) [18]. Mikrokanalų skerspjūvio kitimas dėl deformacijos turi lemiamą įtaką mikroskystinių elementų funkcijoms, tokioms kaip mikromaišymas, mikrovožtuvas, mikrosiurbimas ir mikroatskyrimas.



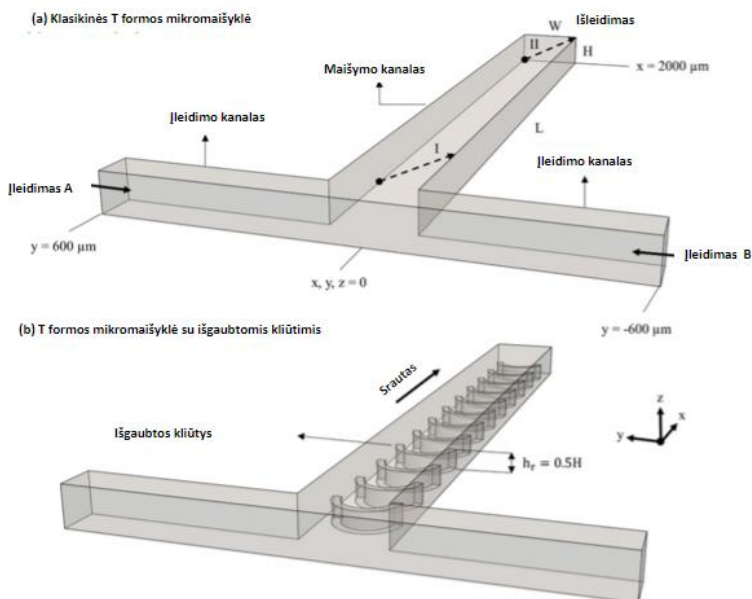
1.5 pav. Scheminis (a) mikrokanalo vaizdas, kai juo teka skystis: (b) mikrokanalo skerspjūvis, kai slėgio nėra, (c) mikrokanalo skerspjūvis, paveiktas slėgio [18]

Plastiškų ir lanksčių mikroskystinių funkcinių elementų savybė, užtikrinanti mažesnę slėgio kritimą, naudojama kuriant daugelį unikalių mikroskystinių prietaisų, ypač imituojant biologines sistemas (angl. *organs on a chip*) [19]. Dėl sudėtingo srauto ir lanksčių mikrokanalų sienelių sąveikos srautų fizikinis modeliavimas yra komplikuota užduotis. Todėl modeliuojant dažnai mikrokanalų sienelės laikomos standžiomis.

Thomas Gervaisas ir kt. sukūrė paprastą modelį, skirtą srauto elgesiui prognozuoti lanksčiame, santykinai dideliuose mikrokanaluose, kurių sienelės storis didesnis kaip 6 mm [20]. Vėliau Perry'is Cheungas [21] ir Brianas S. Hardy'is [22] patobulino šį modelį, kad būtų galima parinkti įvairesnes kraštines sąlygas [21].

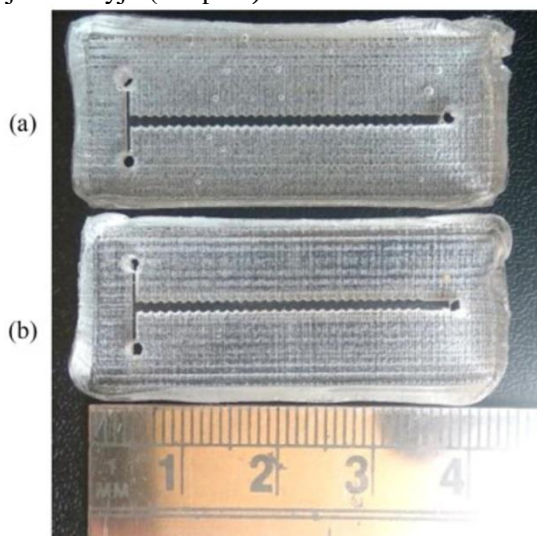
Abhishekas Rajus ir kiti išvedė ir ištyrė teorinį plonų sienelių (storis mažesnis nei 100 mikrometrų) ir skysčio sąveikos modelį [23], o išplėtė iki slėgio pasiskirstymo mikrokanale modelio [24].

Dėl mažo mikrokanalų dydžio Reinoldso skaičius (santykis tarp inercinių ir klampos jėgų) mikrokanaluose yra mažas, todėl srautas mikrokanaluose yra laminarinis ir stabilus [25]. Maišymo procesas mikrokanaluose vyksta ganėtinai lėtai. Todėl trumpuose mikrokanaluose naudojami pasyvūs ir aktyvūs maišymo būdai. Pasyvus maišymas yra būdas, kai nenaudojama išorinė energija, o remiamasi hidrodinamika, siekiant padidinti dviejų maišomų skysčių kontaktinį plotą (1.6 pav.). Aktyvus maišymas yra toks, kuriam reikalinga išorinė energija norint pagerinti medžiagų maišymąsi.



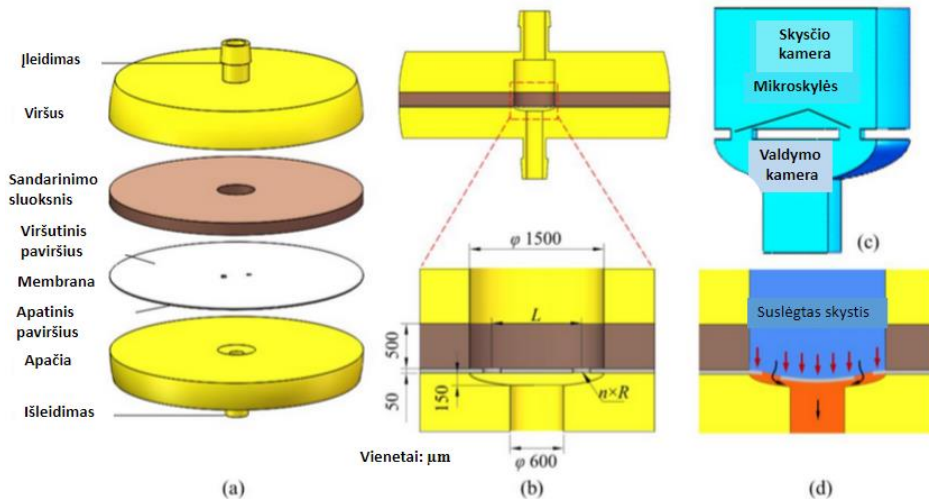
1.6 pav. Klasikinės T formos mikromaišyklės (a) ir T formos maišyklės su išgaubtomis kliūtėmis (b) 3-D modeliai [26]

Maišymui pagerinti taip pat naudojami lanksčių ir plastiškų sienelių mikrokanalai [27]. Standžiam mikrokanale perėjimas nuo laminarinio į turbulentinį režimą vyksta esant kritiniam Reinoldso skaičiui [28], tam naudojamos dirbtinės kliūtys skysčio tekėjimo kelyje (1.7 pav.).



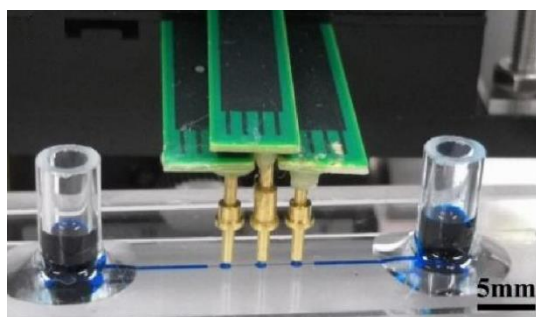
1.7 pav. PDMS pagrindu pagamintas lankstus T formos mikromaišytuvas, kurio aktyviąją zoną sudaro serija susiaurėjimų (a) arba vingiuotas mikrokanalas (b) [27]

Mikrovožtuvas yra vienas iš pagrindinių komponentų skysčių srautui mikroskystinėje sistemoje sulaikyti ir valdyti [29]. Mikrovožtuvai reguliuoja skysčio srautą. Pagal veikimo būdą mikrovožtuvai gali būti klasifikuojami į uždaromuosius arba atidaromuosius. Pagal veikimo tipą mikrovožtuvai skirstomi į dvi pagrindines grupes: aktyviusius ir pasyviuosius. Pasyvūs vožtuvai, dar vadinami atbuliniais vožtuvais, yra gana paprasto dizaino ir lengvai integruojami į mikroskystines sistemas. Jie naudojami skysčio srautui reguliuoti viena kryptimi [30]. Aktyvių mikrovožtuvų gamyboje naudojami sudėtingi projektavimo ir gamybos procesai. Mikrovožtuvų valdymui naudojamos magnetinės, elektrinės, pjezoelektrinės arba terminės pavaros [31], t.y. jiems reikalinga išorinė energija. Aktyviems pasyvieji. 1.8 pav. parodytas pasyvių mikrovožtuvų veikimo principas [32]. Aktyviems mikrovožtuvams reikalinga išorinė energija. Todėl dažniau mikroskystinėse sistemose naudojami lankstūs mikrovožtuvai. Pavyzdžiui, į mikrokanalus įterpiamos lanksčios arkos [33], kurias sulenkiant ar ištiesiant yra valdomas srautas.

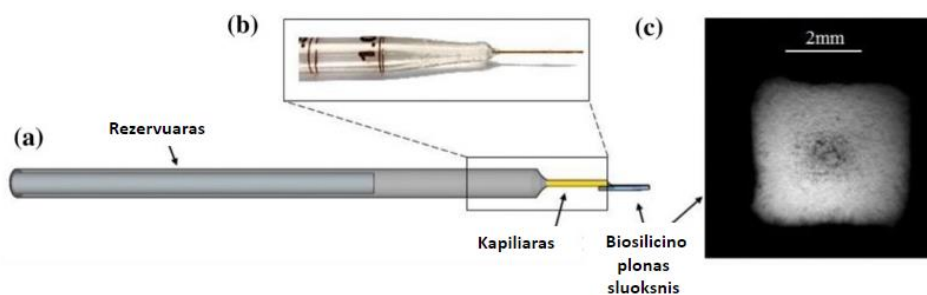


1.8 pav. Trimatis pasyvaus mechaninio mikrovožtuvo modelis (a), matmenys (b), skysčio sritys (c) ir veikimo principas (d) [32]

Mikrosiurbliai yra dar vienas būtinas vadinamosios laboratorijos ant lusto (angl. *lab-on-chip*) komponentas, užtikrinantis mėginių paėmimą ir ištirtų skysčių pašalinimą. Mikrosiurbliai skirstomi į mechaninius ir nemechaninius. Mechaniniuose mikrosiurbliuose naudojami atbuliniai vožtuvai ir elektrostatinės, elektroaktyvios, elektromagnetinės, pjezoelektrinės (1.9. pav., i) ir šiluminės pavaros [34]. Nemechaniniai mikrosiurblių veikimas yra pagrįstas elektrohidrodinaminėmis, magnetohidrodinaminėmis, elektro-osmotinėmis, drėkinimo (1.9. pav, ii) ir elektromechaninėmis savybėmis [13, 35].



i



ii

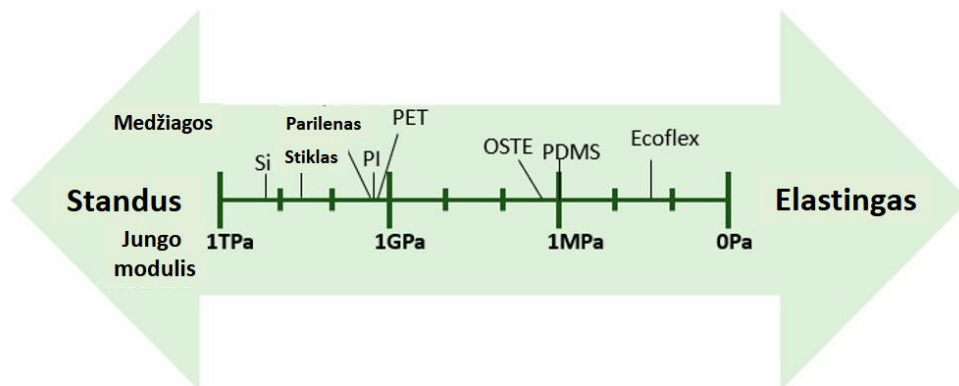
1.9 pav. Integruotas pjezoelektrinis peristaltinis mikromechaninis siurblys (i) [33] ir autonominis mikroskystinis siurblys, veikiantis skysčių garinimo iš biosilicinių plonų porėtų plėvelių pagrindu (ii) (a – pipetė, b – pipetės galas su kapiliariniu vamzdeliu, c – plona porėta biosilicino plėvelė) [35]

Standartiniai mikrosiurbliai turi įvairių trūkumų. Gamybos procesas yra sudėtingas, reikalauja daug laiko, juose stebimi mėginių ir reagentų nuostoliai. Dar vienas trūkumas, susijęs su standartiniais silicio pagrindo mikrosiurbliais, yra toks, kad jie yra pagaminti iš mažiausiai dviejų skirtingų medžiagų, standžios kameros ir elastingos membranos [13]. Abi medžiagos turi būti patikimai sujungtos, ir yra didelė rizika, kad, esant aukštam slėgiui, jos gali tapti nebesandarios. Atsižvelgiant į aukščiau išvardintus trūkumus buvo pradėta mikrosiurblių gamybai naudoti lanksčias medžiagas [33].

Medicinoje, diagnostikoje, cheminėje analizėje ir kitur yra svarbu gebėti rūšiuoti ir atskirti mikrodaleles. Pavyzdžiui, vėžinių ląstelių atskyrimas [36], cheminių priemonių pašalinimas ir kt. Mikroskystiniai atskyrimo metodai skirstomi į aktyviuosius ir pasyviuosius. Aktyvūs metodai naudoja išorinę energiją ir yra pagrįsti magnetoforeze, optiniu dalelių „gaudymu“, dielektroforeze ir akustoforeze [37]. Pasyviuose metoduose yra naudojama mikrokanaalų geometrija ir struktūra, dalelių sąveika, srauto laukas ir pusiausvyra tarp jėgų ir sąveikos kanaluose [38]. Derinant aktyviuosius ir pasyviuosius metodus, yra kuriamos hibridinės sistemos [39].

1.2. Mikroskystinių prietaisų gamybai naudojamos medžiagos

Mikroskystinių prietaisų gamybai dažniausiai naudojami polimerai, t. y. jie užtikrina mikroskystinėms sistemoms reikalingą lankstumą ir elastingumą. Polimerų lankstumą ir elastingumą nusako Jungo ir šlyties moduliai. Polimerai, pasižymintys mažesniu elastingumo ar šlyties moduliu, yra lankstesni (1.10 pav.). Nors medžiagų elastingumas yra bazinė medžiagos savybė, ją galima šiek tiek koreguoti medžiagų sintetinimo metu.



1.10 pav. Mikroskystinių prietaisų gamybai naudojamų medžiagų Jungo modulio spektras [13]

Polimerai gali būti standūs, trapūs ar elastingi, priklausomai nuo jų struktūros ir sintezės metodo. Polimerą galima parinkti atsižvelgiant į konkretų pritaikymą mikroskystiniuose prietaisuose. Mikroskystiniams prietaisams formuoti naudojami polimerai yra skirstomi į termoreaktyvius polimerus, termoplastikus, elastomerus ir termoplastinius elastomerus [40]. Termoreaktyvūs polimerai sukieta negrįžamai, yra standūs ir tvirti [41]. Termoplastikai gali būti trapūs arba lankstūs, priklausomai nuo jų amorfinių ir kristalinių savybių, storio ir sintezės būdų [42]. Elastomerų savybės galima koreguoti keičiant cheminius komponentus ir sintezės metodus [43]. Elastomerai taip pat pasižymi savybe, leidžiančia persikirstyti apkrovą taip, kad vėliau grįžtų į pradinę būseną. Termoplastiniai elastomerai susideda iš termoplastikų ir gumų ir pasižymi abiem grupėms būdingomis ypatybėmis [44]. Įvairių polimerų, naudojamų mikroskystinių elementų gamybai palyginimas pateiktas 1.1 lentelėje.

Siloksano elastomerai, tokie kaip polidimetilsiloksanas (PDMS), yra plačiausiai naudojami mikroskystinių prietaisų gamyboje. PDMS pasižymi santykinai žema stiklėjimo ir lydymosi temperatūra bei turi mažą 250 kPa šlyties modulį, o tai lemia jo didelį elastingumą ir pritaikomumą praktikoje [45, 69]. PDMS pasižymi dideliu optiniu skaidrumu [70], todėl procesus mikroskystiniuose elementuose galima stebėti realiu laiku. Mikroskystinių elementų skaidrumas ypač svarbus siekiant suprasti fizikinius ir biologinius procesus [45, 69, 70]. Dėl to, kad PDMS yra ilgaamžė, lengvai integruojama ir dujoms nepralaidi medžiaga, ji yra gana plačiai naudojama mikroskystinių elementų gamyboje [45-47, 69, 70]. Nepaisant privalumų, PDMS taip pat turi ir trūkumų: hidrofobiškumas, pralaidumas

kai kuriems skysčiams ir dujoms ir nesuderinamumas su kai kuriais tirpikliais [71, 72].

1.1 lentelė. Dažniausiai naudojamos medžiagos mikroskystiniams elementams gaminti

Polimeras	Gamybos metodas	t_g	E	Privalumai	Trūkumai	Literatūra
PDMS	Kontaktinė litografija	NA	1,32–2,97 MPa	Skaidrus, mažas Jungo modulis, paviršiaus drėkinimas modifikuojamas plazma	Sudėtinga integruoti elektrodus, gali absorbuoti mažas hidrofobines molekules ar cheminius elementus	45–47
PMMA	Terminis klijavimas, lazerinis apdirbimas	105	3,2–3,4 GPa	Skaidrus, standus, perdirbamas. Paprasta gamyba, galima modifikuoti	Neatsparus tirpikliams, trapus	48–50
PVDF	Termininis formavimas	NA	1–3 GPa	Pjezoelektrinė medžiaga	Gali absorbuoti mažas hidrofobines molekules ar cheminius elementus, neskaidrus	51–53
PC	Terminis formavimas	145	2–2,4 GPa	Maža kaina, atsparus smūgiams, maža vandens absorbcija, geros mechaninio apdirbimo savybės	Neatsparus organiniams tirpikliams, sugeria UV spindulius	54–56

1.1 lentelė. Tęsinys

Polimeras	Gamybos metodas	t _g	E	Privalumai	Trūkumai	Literatūra
TPE	UV formuojamas, terminis formavimas	NA	1–100 MPa	Lengvai apdirbamas, skaidrus, atsparus tirpikliams, nepralaidus dujoms	Dėl didelio standumo netinka mikrovožtuvų gamybai, dėl didelės kainos nenaudojamas masinėje mikroskystinių elementų gamyboje	57–59
Parilenas	Sluoksnių garinimas	<90	2,7–4 GPa	Biologinis suderinamumas, maža vandens absorbcija, skaidrumas, atsparumas tirpikliams, paviršiaus atitikimas	Didelė kaina, sudėtinga gamyba, sunkus valdymas, prastas sukibimas su pagrindais	60–62
PS	Terminis formavimas, liejimas	100	1,9–2,9GPa	Skaidrus, biologiškai suderinamas, inertinis, standus, lengvai keičiamas paviršiaus drėkinimas	Brangus apdirbimas, netinka giliems kanalams formuoti	63–65
PET	Terminis formavimas, terminis klįjavimas	69–78	2–2,7 GPa	Geros dujų ir drėgmės barjerinės savybės, cheminis inertiškumas, perdirbamumas	Mažas cheminis atsparumas, reikalingas paviršiaus apdorojimas plazma prieš klįjuojant prie pagrindo	66–68

Parilenas (termoplastinis polimeras) dėl lankstumo, biologinio suderinamumo ir mažo vandens absorbavimo labai dažnai naudojamas biomedicinai skirtų mikroskystinių funkcinių elementų gamyboje [60-62]. Iš parileno pagaminti jutikliai gali būti implantuojami į gyvus organizmus, o tai leidžia stebėti raumenų susitraukimus. Parilenas dažnai yra naudojamas kaip PDMS'e suformuoto mikrokanalo karkasas, padedantis išlaikyti geometrinę formą [62].

Polietileno tereftalatas (PET) taip pat yra termoplastinis polimeras, kuris mikroskystinėse sistemose naudojamas kaip platforma mikroskystinei sistemai. Parenkant geometrinius parametrus bei valdant PET formavimo procedūrą, galima

išgauti labai įvairių mechaninių savybių sluoksnius, tai leidžia pagaminti itin plataus veikimo diapazono jutiklius [66-68].

Poliamidas (PI) dėl biologinio suderinamumo, gerų cheminių savybių ir terminio stabilumo yra dar vienas polimeras, kuris plačiai naudojamas mikroskystinių funkcinių elementų gamybai. PI pagrindu mikroskystinių elementų gamybai naudojamas laminavimas ir aukuojamojo sluoksnio technologijos [73]. Funkciniai elementai, pagaminti iš PI, naudojami filtravime, membranų gamyboje, vaistams dozuoti ir integruotose mini laboratorinėse sistemose [74]. Dėl biologinio suderinamumo PI pagrindu pagaminti mikroskystiniai prietaisai yra naudojami medicininių biojutiklių gamyboje, o cheminis PI inertiškumas leidžia kurti organinius mikroreaktorius [75]. Dėl PI polimero nepralaidumo dujoms, lanksčios PI membranos naudojamos mikrosiurbliams gaminti [76].

Su siloksano elastomerais naudojamos įvairios polimerinės medžiagos (politetrafluoretilenas, polivinilideno fluoridas, parilenas, poliamidas ir kt.), kurios gali būti naudojamos kaip sutvirtinamoji medžiaga arba kaip kitas sluoksnis, siekiant pašalinti su siloksano elastomerais susijusius trūkumus. Lanksčių mikroskystinių prietaisų, pagamintų PDMS pagrindu, sustiprinimui ir lankstumui užtikrinti yra naudojamas politetrafluoretilenas (PTFE) [77]. Mikroskystiniuose jutikliuose integruojamas polivinilideno fluoridas (PVDF). Šis polimeras, pasižymintis pjezoelektrinėmis savybėmis, užtikrina jutiklių funkcionalumą [52]. Lanksčių mikroskystinių elementų gamybai taip pat naudojama 3D spausdinimo dėl suliejamų nusodinimo (angl. *3D printing through fused deposition modelling*) technologija [78]. Viena iš pagrindinių medžiagų, naudojamų šioje technologijoje, yra nebrangus, skaidrus ir lankstus termoplastinis poliuretanas (TPU) [79]. Be to, popierius taip pat buvo naudojamas ir tiriamas gaminant mikroskystinius prietaisus [80].

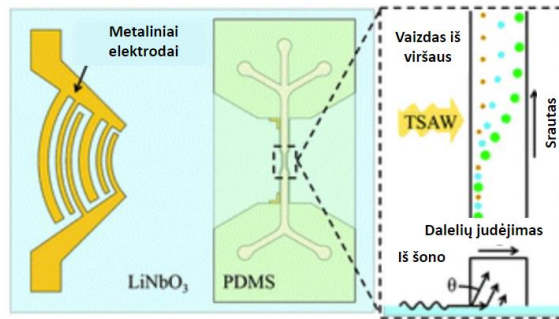
1.3. Akustiniai mikroskystinių valdymo būdai

Sėkmingas tikslinių medžiagų atskyrimas nuo tirpalų yra labai svarbus žingsnis įvairiose srityse, tokiose kaip biomedicina, biochemija, maisto pramonė ir kitur [81, 82]. Seni ir laiko išbandyti metodai, tokie kaip centrifugavimas, elektroforezė ir filtravimas, yra plačiai taikomi [83, 84]. Tačiau daugumai šių tradicinių metodų reikalingas sudėtingas bandinių paruošimas. Todėl mikroskystinių valdymas ir mikrodalelių atskyrimo metodai tapo perspektyvia alternatyva tradiciniams metodams. Vienas iš pagrindinių mikrodalelių ir mikroskystinių valdymo būdų yra akustoforezė.

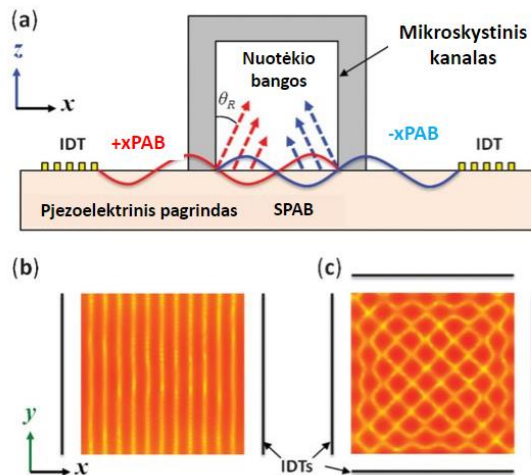
Akustinė banga – tai energijos sklidimas dujose, skystyje ar kietame kūne. Akustines bangas galima suskirstyti į dvi grupes: paviršines akustines bangas (PAB) ir tūrines akustines bangas (TAB), kurios gali būti išilginės arba skersinės. Abiejų tipų (paviršinės ir tūrinės bangos) akustinės bangos yra plačiai naudojamos mikrodalelėms valdyti mikroskystiniuose [85].

Paviršinės akustinės bangos skirstomis dar į dvi grupes: bėgančias paviršines akustines bangas (BPAB) ir stovinčias paviršines akustines bangas (SPAB). BPAB – tai akustinės bangos, kurias spinduliuoja akustinių bangų šaltinis, o bangos nuo jo sklinda viena kryptimi (1.11 pav.). SPAB susidaro susitikus dviem priešingomis

kryptimis keliaujančioms akustinėms bangoms, kurios yra sumuojamos, ir susidaro mazgai (virpesių amplitudė lygi nuliui) ir pūpsniai (virpesių amplitudė didžiausia) (1.12 pav.) [86, 87].



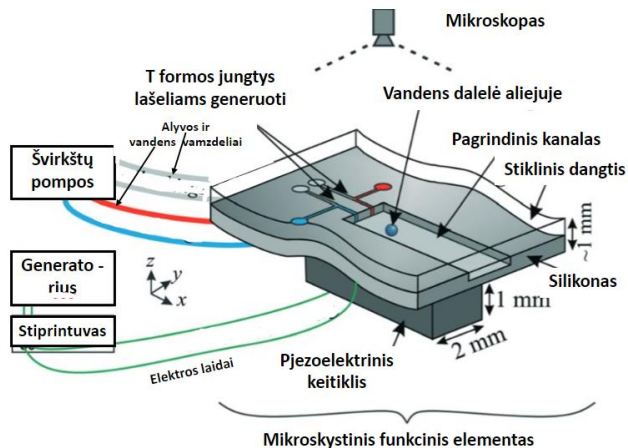
1.11 pav. Scheminė diagrama, iliustruojanti dalelių filtravimą, veikiantį bėgančios paviršinės akustinės bangos principu, su išryškinta dalelių atskyrimo zona, kur, priklausomai nuo dalelių parametrų, akustinės bangos dažnio ir Relėjaus kampo, dalelės nukreipiamos į skirtingas zonas [86]



1.12 pav. Mikroskystinio kanalo, veikiančio stovinčios paviršinės akustinės bangos principu, schema (a) ir du akustinio slėgio pasiskirstymo atvejai, kai naudojami du šukų tipo elektrodai (b) bei keturi šukų tipo elektrodai, nukreipiantys paviršinės akustines bangas vieną priešais kitą, kad susidarytų SPAB [87]

Tūrinės akustinės bangos (TAB) yra stovinčios bangos, sklindančios mikrokanalo viduje. TAB pagrindu veikiančiuose mikroskystinių prietaisuose pjezoelektrinis keitiklis yra prijungtas prie mikrokanalų ir žadinamas kintamosios srovės maitinimo šaltiniu, kad būtų generuojamos TAB bangos. Skirtingai nuo PAB, kurios sklinda medžiagos paviršiumi, tūrinės akustinės bangos sklinda visu medžiagos tūriu (1.13 pav.). Dėl šios priežasties tam, kad būtų pasiektas panašus

akustinis poveikis, TAB pagrindu pagaminti mikroskysčių prietaisai paprastai reikalauja daugiau energijos nei PAB pagrindu pagaminti prietaisai [88].



1.13 pav. Mikroskystinio funkcinio elemento, veikiančio tūrinių akustinių bangų pagrindu, schema [88]

Norint suprasti akustinį mikroskysčių atskyrimo mechanizmą, svarbu apibrėžti jėgas, kurios mikrokanale gali paveikti daleles, kai jos patenka į akustinius laukus. Paprastai, žadinant akustiniu būdu, skysčiuose esančios mikrodalelės gali būti paveiktos dviejų tipų jėgų – srauto greičio ir akustinio slėgio.

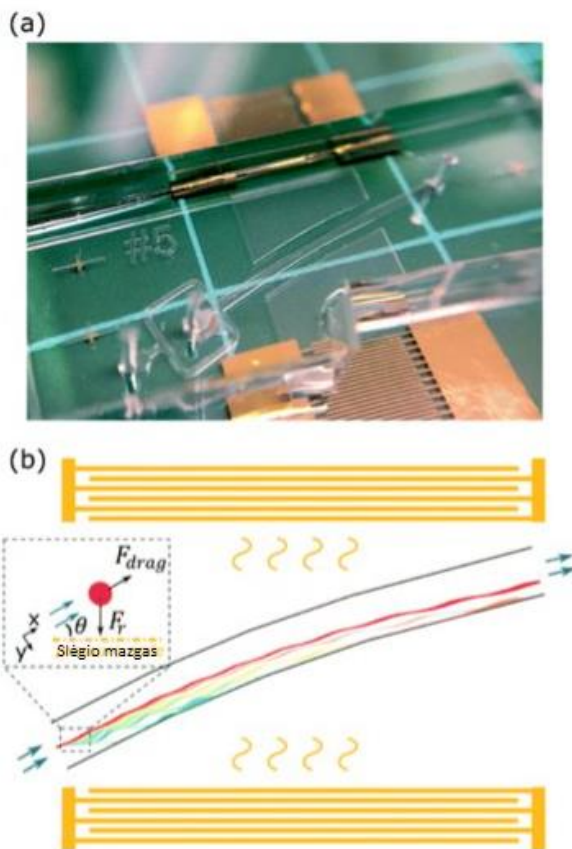
1.3.1. Bėgančios paviršinės akustinės bangos

Paviršinėms akustinėms bangoms generuoti yra naudojami šukų tipo elektrodai. Paprastai BPAB generuoti naudojamas vienas šukų tipo elektrodas, o SPAB bangoms generuoti naudojami du elektrodai. Akustiniam atskyrimui yra naudojamos ir stovinčios, ir bėgančios paviršinės bangos. BPAB pagrindu atliekamas rūšiavimas plačiai taikomas rūšiuojant skirtingo dydžio mikrodaleles, pavyzdžiui, polistireno daleles, silicio dioksido daleles, polimetilmetakrilato daleles ir kitas.

Dalelės yra veikiamos akustinės jėgos arba traukos jėgos, arba akustinės ir traukos jėgos kartu. Kuri jėga dominuoja, priklauso nuo mikrodalelės dydžio ir akustinės bangos ilgio [89]. Jei mikrodalelės perimetras yra mažesnis už akustinės bangos ilgį, dalelę valdo traukos jėga, priešingu atveju dalelei valdyti naudojama akustinė jėga.

Pavyzdžiui, Yuliang'as Xie kartu su bendraautoriais BPAB panaudojo užkrėstiems raudoniesiems kraujo kūneliams atskirti nuo sveikų [90]. Sveiki raudonieji kraujo kūneliai pasižymi didesniu tankiu, todėl, veikiant akustinei jėgai, jie yra sutelkiami mikrokanalo viduryje, o pažeisti pasilieka arčiau sienelių.

Yaolongas Zhangas kartu su bendraautoriais pademonstravo, kad dalelių filtravimas yra geresnis esant žemesniems dažniams, nes geresnis dalelės dydžio ir akustinės bangos ilgio santykis [91].



1.14 pav. Spūdumo citometras, susidedantis iš dviejų šukų tipo elektrodų, suformuotų ant LiNbO₃ pjezoelektrinio pagrindo, ir PDMS medžiagoje suformuotų skirtingais kampais į elektrodus orientuotų mikrokanalo segmentų. (a) bei jo veikimo schema (b) [92]

O, naudojant įvairias BPAB kombinacijas, galima identifikuoti daleles pagal jų dydį, tankį ir spūdumą [93]. Pavyzdžiui, keičiant šukų tipo elektrodo orientaciją, galima BPAB nukreipti ne statmenai į mikrokanalą, bet kampu. Ši galimybė taip pat leidžia padidinti BPAB bangų pritaikomumą filtruojant [92].

1.3.2. Stovinčios paviršinės akustinės bangos

SPAB metodas paremtas dviejų priešingomis kryptimis sklindančių BPAB interferencija. Šios technologijos veikimas priklauso nuo dalelių akustinio kontrasto, t. y. kietos dalelės, pasižyminčios dideliu akustiniu kontrastu, juda link akustinio slėgio mazgų, o žemu akustiniu kontrastu pasižyminčios dalelės (spūdžios) juda link pūpsnių [94]. SPAB metodu, kaip ir BPAB metodu, galima rūšiuoti daleles pagal jų dydį, tankį ir spūdumą.

Yra žinoma, kad SPAB generavimui naudojant didesnę įtampą, mikrodaleles veikia didesnė akustinė jėga, verčianti daleles judėti link mikrokanalo vidurio [95]. Tačiau didesnė akustinė jėga gali pažeisti biologines daleles. Todėl itin svarbu tinkamai parinkti ne tik mikrokanalo geometriją, kas tiesiogiai siejasi su darbiniais dažniais, bet ir žadinimo elektrodus, įtampas, skysčius ir t. t.

SPAB principu veikiančius mikrokanalus yra lengviau kontroliuoti, t. y. galima parinkti norimą mazgų skaičių viename mikrokanale. Esant didesniai mazgų skaičiui, dalelės greičiau juda link mazginių linijų ir nesimaišo. Tačiau aukštesnis dažnis reikalauja didesnės energijos, o tai veikia analizės temperatūrą ir tiriamų biodalelių kokybę.

Elektrodų vieta, geometrija bei SPAB kryptis taip pat paveikia filtravimo kokybę. Pavyzdžiui, Xiaoyunas Dingas kartu su bendraautoriais sukūrė metodą, kaip atskirti vėžines ląsteles naudojant kampu orientuotas SPAB [96]. Šiuo atveju akustinio slėgio mazginė linija nėra lygiagreti su mikrokanalu, todėl tiriamas daleles nukreipia didesniu atstumu nuo nepagedaujamų ir padidina jutiklio tikslumą. Shuaiguo Zhao kartu su bendraautoriais sukūrė prietaisą, veikiančią SPAB principu, kuris gali atskirti daleles plačiame diapazone nuo 200 nm iki 10 μ m [97].

1.3.3. Tūrinės akustinė bangos

TAB principu veikiantys mikroskystiniai elementai pasižymi itin dideliu universalumu, t. y. nesudėtinga keisti elementų išsidėstymą, paprasta pagaminti. TAB generuoti dažniausiai naudojamas pjezoelektrinis elementas.

Šie prietaisai yra tinkami mažų koncentracijų mėginiams tirti. Šis metodas yra tinkamas dalelėms atskirti pagal dydį, tankį ir spūdumą [98]. TAB pagrindu veikiantys mikroskystiniai filtrai, palyginti su aukščiau aprašytais, paprastai veikia esant žemesniai dažniui ir ilgesniai bangos ilgiui, kas leidžia dirbti su didesnėmis dalelėmis [99]. O, panaudojant antrines akustines bangas, galima sumažinti TAB generuoti naudojamą energiją [100].

Taip pat TAB pagrindu veikiantys prietaisai naudojami submikroninėms dalelėms atskirti nuo mikrono dydžio dalelių. Dėl skirtingo skersmens mikrometrinio dydžio dalelės buvo veikiamos pirminės akustinės jėgos, kuri daleles nukreipia į mikrokanalo vidurį. O submikrometrinio dydžio dalelės dėl traukos jėgos stumiamos link šonų. [101].

1.4. Disertacijos uždavinių formulavimas

Kuriant šiuolaikinius biojutiklius yra reikalingos mikromechaninių skystinių elementų kūrimo bei biodalelių juose pozicionavimo ir valdymo technologijos. Todėl tokiuose mikromechaniniuose įtaisuose sukuriamos nano- / mikroerdvės į kurias pozicionuojamos diagnostinė funkciją atliekančios biodalelės. Todėl aktualu nano- / mikrometriniame lygyje sukurti mikromechanines sistemas su nano- / mikroerdvėmis, kurios gali būti panaudotos kuriant nano- / mikrobiodalelių gaudyklas bei saugyklas ir šiuo pagrindu veikiančius biojutiklius.

Pastaruoju metu atliekama daugybė tyrimų, skirtų biodalelėms, tokioms kaip ląstelės, virusai, bakterijos, valdyti [102]. Visos biodalelės yra unikalios. Jos pasižymi savitu dydžiu, tankiu, krūviu ar rezonansiniu dažniu [103, 104]. Todėl joms valdyti ir atskirti galima naudoti hidrodinamikos, elektroforezės, dielektroforezės, magnetoforezės, akustoforezės, termoforezės ir optinio pinceto (angl. *optical tweezing*) metodus [105]. Akustoforezė yra bekontaktis biodalelių valdymo mikroskystiniuose prietaisuose metodas. Jį galima taikyti kraujo plazmos tyrimams [106], atskiriant ir tiriant mažos koncentracijos kraujo ląsteles [107], gaudant ląsteles [108], bakterijų koncentracijai nustatyti [109] bei aktyviam dalelių rūšiavimui [110].

Akustoforezės metu biodalelės juda veikiamos stovinčios paviršiaus akustinės bangos (angl. *standing surface acoustic wave*) arba dėl bėgančios paviršiaus akustinės bangos (angl. *travelling surface acoustic wave*) sukeliama slėgio, jei dalelės akustinės savybės skiriasi nuo supančios aplinkos [111, 112]. Judėjimo greitis priklauso nuo daugelio veiksnių, tokių kaip dalelių dydis, akustinio slėgio amplitudė ir dažnis. Dažniausiai tokiose sistemose kaip bėgančios ar stovinčios paviršiaus akustinės bangos šaltinis yra pjezokeraminiai elementai, leidžiantys generuoti aukšto dažnio akustines bangas mikroskystinių prietaisų sienelėse [113].

Šiuo metu siekiama sukurti miniatiūrinius, autonominius ir lengvai pagaminamus biodalelių rūšiavimo ir valdymo modulius, integruojamus laboratorijos ant lusto (angl. *lab-on-chip*) sistemose. Plonasluoksnės pjezoelektrinės plėvelės mikroelektromechaninėse sistemose naudojamos jau gana ilgą laiką [114], tačiau tik 2018 m. P. Reichertas su bendraautorais [115] pirmą kartą pasiūlė jas pritaikyti akustoforezės įrenginiuose, generuojant tūrinės akustines bangas (angl. *bulk acoustic wave*), kurios leidžia taip pat efektyviai valdyti biodaleles naudojant žemą įtampą ir mažai paveikiant tiriamos analizės temperatūrą. Šioje disertacijoje planuojama visą mikroskystinį akustoforezės funkcinį elementą suformuoti pjezoelektriniame nanokompozite, pasižyminčiame pjezoelektrinėmis savybėmis mikrometriniame lygyje, kas leistų dar efektyviau generuoti tūrinės akustines bangas, o tai reiškia ir valdyti biodaleles. Tradiciškai akustoforezės prietaisai gaminami iš silicio, stiklo, PMMA, PDMS ir kitų medžiagų [116-118]. Gaminant mikroskystinius prietaisus iš pjezoelektrinio nanokompozito, kyla biologinių dalelių suderinamumo su švinu problema. Todėl kitas disertacijos uždavinys – sukurti bešvinį pjezoelektrinį nanokompozitą, pasižymintį pjezoelektriniu efektu mikrometriniame lygyje, pakeičiant šviną bariu. C. Baekas su bendraautorais 2016 m. [119] pagamino bešvinio pjezoelektriko $0.5(\text{Ba}_{0.7}\text{Ca}_{0.3})\text{TiO}_3\text{--}0.5\text{Ba}(\text{Zr}_{0.2}\text{Ti}_{0.8})\text{O}_3$ polimerinį nanokompozitą, kurį panaudojo pjezoelektriniam energijos generatoriui kurti. Šios disertacijos tikslas – iš bešvinio pjezoelektrinio nanokompozito suformuoti 3D struktūrą (mikroskystinį prietaisą). Tam būtina parinkti tinkamą mikrostruktūros formavimo metodą ir įvertinti pjezoelektrinės medžiagos koncentracijos nanokompozite bei nanokompozito rišamosios medžiagos įtaką formuojamos struktūros kokybei, įvertinant geometriją bei elektromechanines savybes.

Lietuvoje taip pat yra atliekami tyrimai, susiję su akustoforeze ir dalelių valdymu. 2013–2015 m. Vilniaus Gedimino technikos universiteto mokslininkai

vykdė LMT finansuojamą projektą [120], kurio metu buvo atliekamas tik skaitmeninis dalelių sąveikos nespūdžiame skystyje tyrimas. Kauno technologijos universitete 2018 m. I. Golinka apgynė disertaciją [121], kurioje analizuoti ir kurti ultragarsiniai mikrodalelių atskyrimo skystyje metodai panaudojant klasikinę pjezokeramiką. Vilniaus universiteto mokslininkai kartu su Rusijos ir Vokietijos mokslininkais tyrinėjo feroelektrines, dielektrines ir pjezoelektrines PZT ir PVDF kompozito savybes [122].

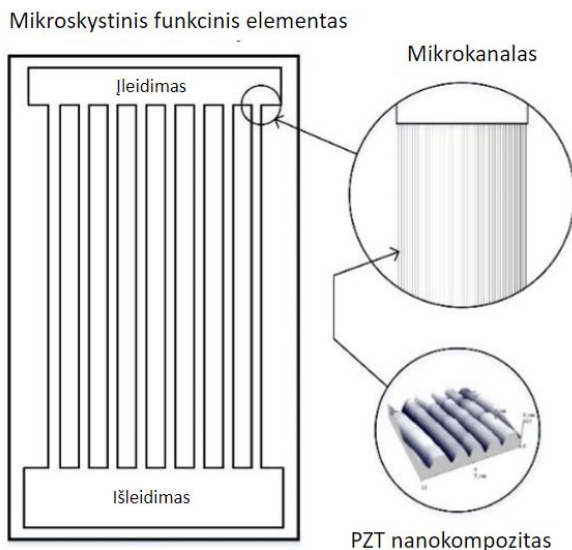
Todėl šios disertacijos tikslas yra bešvinio pjezoelektrinio nanokompozito pagrindu sukurti funkcinį mikroskystinį elementą, valdomą tūrinių akustinių bangų.

O tikslui pasiekti iškelti šie uždaviniai:

1. Įvertinti PZT/PMMA, PZT/PVB ir PZT/PS kompozitų tinkamumą formuoti mikroskystinius elementus.
2. Susintetinti ir ištirti bešvinį pjezoelektrinį / polimerinį kompozito ruošinį, skirtą mikroskystiniams funkciniais elementams formuoti.
3. Bešvinio pjezoelektrinio / polimerinio kompozito pagrindu suprojektuoti ir ištirti mikroskystinį funkcinį elementą.
4. Sukurti skysčių koncentracijos mikrokanaluose nustatymo metodiką, grįstą koherentinės optikos principais.

II. MIKROSKYSTINIŲ ELEMENTŲ FORMAVIMAS PJEZOELEKTRINIO NANOKOMPOZITO PAGRINDU

Disertacijos tikslas – pjezoelektriniame nanokompozite terminiu būdu suformuoti mikroskystinius elementus, kurie leistų generuoti tūrinės akustinės bangas, užtikrinančias didelį dalelių valdymo efektyvumą. Todėl vienas iš pirmųjų disertacijos uždavinių – atsižvelgiant į anksčiau mokslininkų A. Bruniaus [123, 124] ir E. Čeko [125] pasiektus rezultatus, įvertinti pjezoelektrinio nanokompozito savybių priklausomybę nuo rišamosios medžiagos. Kuriamas mikroskystinis funkcinis elementas su mikrokanaalų sistema parodytas 2.1 pav.



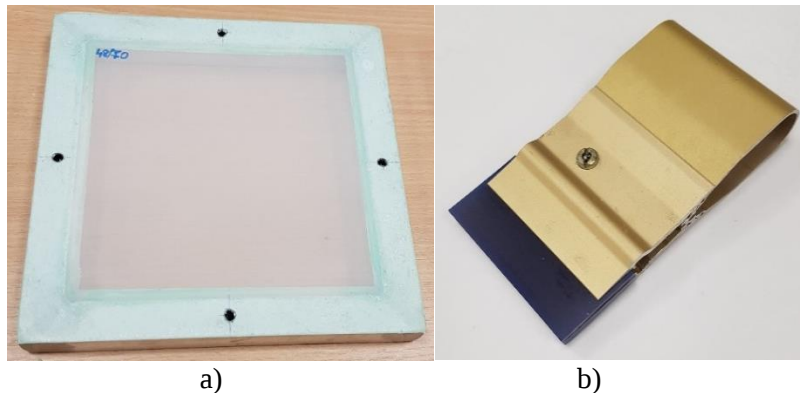
2.1 pav. Mikroskystinis funkcinis elementas su mikrokanaalų sistema

2.1. Pjezoelektrinio nanokompozito sintezė

Švino cirkonato titanato nanomilteliai $[Pb(Zr_x, Ti_{1-x})O_3]$ sintetinami oksalato / hidroksido nusodinimo metodu, naudojant šias medžiagas: švino (II) acetatas $Pb(NO_3)_2$, titano butoksidas $Ti(C_4H_9O)_4$, cirkonio butoksidas $Zr(OC_4H_9)_4$ (80% tirpalas n-butanolyje), oksalo rūgšties dihidratas $C_2H_2O_4 \cdot 2H_2O$, 25% amoniako tirpalas ir dejonizuotas vanduo. Dejonizuotame vandenyje (100 ml) ištirpinama 26 g švino (II) acetato. Atskiroje stiklinėje su 500 ml dejonizuoto vandens ištirpinamas oksalo rūgšties dehidratas (32 g), po to tirpalas pašildomas iki 50 °C, tada įpilama 5,1 g titano butoksido ir 7,65 g 80% cirkonio butoksido tirpalo lašais. Gautas mišinys intensyviai maišomas, kol gaunamas skaidrus geltonos spalvos tirpalas. Šis titano ir cirkonio oksido alkoksidų tirpalas sumaišomas su švino acetato tirpalu ir šarminamas 25% amoniako tirpalu, kol pasiekiamas pH 9 ÷ 10, toliau maišant tirpalą 1 valandą. Susidariusios baltos amorfinės PZT nuosėdos filtruojamos vakuumu, filtravimo metu plaunamos dejonizuotu vandeniu ir acetonu. Tada

medžiaga 12 valandų džiovinama 100 °C temperatūroje. Gauti milteliai kalcinuojami 9 valandas 1000 °C temperatūroje. Paskutiniame etape PZT kristalai sumalami iki nanometrų eilės miltelių ir, maišant su rišamąja medžiaga (polivinilbutiralo (PVB), poli (metilmetakrilato) (PMMA) ir polistireno (PS)) 30% benzilo alkoholio tirpale, paruošiama šilkografijos pasta. Komponentų santykis 80% PZT ir 20% rišiklio sausoje dangoje (0,83 g 30% PVB, PMMA arba PS tirpalo 1 g PZT miltelių) parinktas atsižvelgiant į ankstesnius tyrimus. Reikiama pastos klampa iki 40 ± 5 Pa pasiekama benzilo alkoholiu (Brookfieldo viskozometras, ABZ verpstė, 10 aps./min., 25 ± 1 °C). Kitame aktyvaus mikrokanalo kūrimo etape ant varinės folijos (storis 200 μm) šilkografijos būdu suformuojama pjezoelektrinio kompozito danga, kurioje ir bus formuojama pjezoaktyvių kanalų sistema. Suformuotos ir ištirtos trys dangos su skirtingomis rišamosiomis medžiagomis: vienas elementas su PZT / PMMA danga, antras elementas su PZT / PS danga ir trečiasis elementas su PZT / PVB danga.

Taikant įprastus šilkografijos metodus, pasta buvo užnešta ant vario folijos, naudojant tris skirtingų parametų poliesterio tinklelius (32/70, 48/70, 140/34) ir brauklę (2.2 pav.). Detalūs poliesterio tinklelių parametrai pateikti 2.1 lentelėje. Tuomet dangos 30 minučių džiovinamos 100 °C temperatūroje elektrinėje krosnyje. Vario folijos ir suformuotos dangos vaizdai parodyti 2.3 pav. Tuo atveju, jei reikalingas skirtingo storio PZT kompozito sluoksnis, dangos formuojamos naudojant kitus poliesterinius tinklelius, parametrai pateikti 2.1 lentelėje. Bandinio matmenys yra $\sim 55 \times 65 \text{ mm}$.



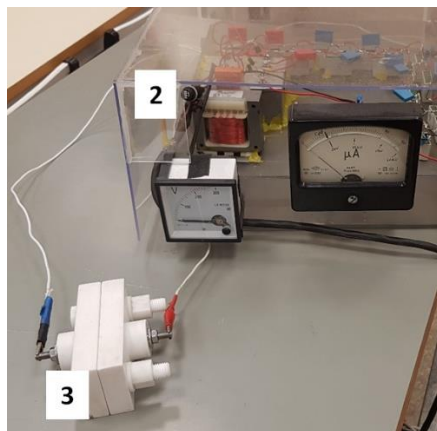
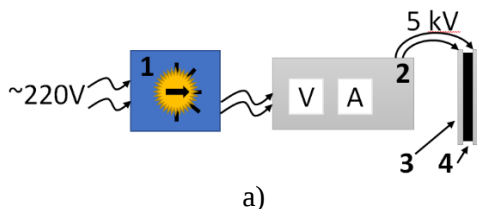
2.2 pav. Poliesterio tinklelio (a) ir brauklės (b) nuotraukos

2.1 lentelė. Poliesterio tinklelių parametrai

Tinklelio tipas	Tinklo akis, μm	Siūlas, μm	Atvira zona, %	Tinklo storis, μm	Teorinis rašalo tūris, cm^3/m^2	Suformuoto PZT sluoksnio storis, μm
32/70	245	70	60,5	108	65	68 ± 1
48/70	130	70	42,3	107	46	60 ± 1
140/34	30	34	22	52	11	25 ± 1



2.3 pav. Vario folijos dangos pavyzdžiai: 1 – PZT/PMMA, 2 – PZT/PS, 3 – PZT/PVB



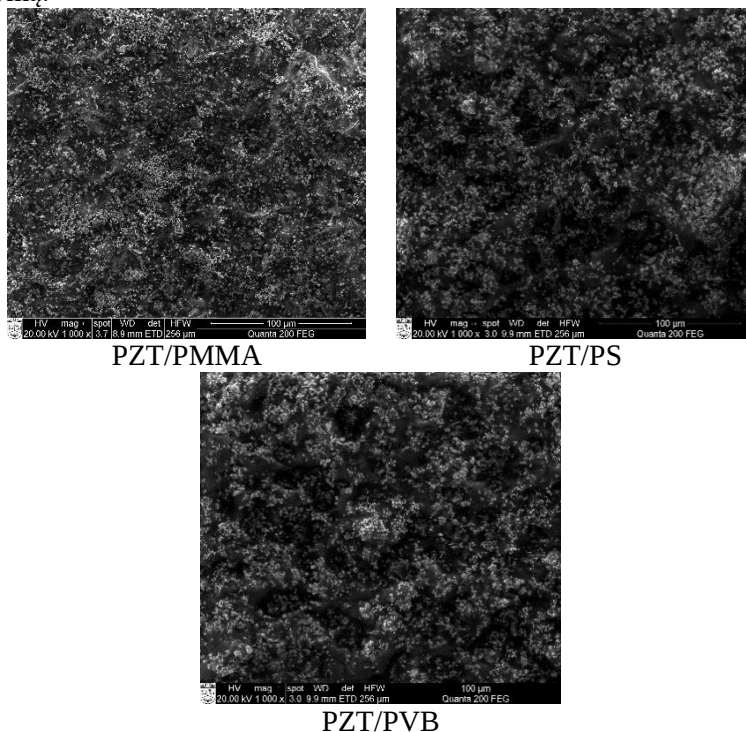
2.4 pav. Pjezokompozitinio polimero polinimo įrenginio principinė schema (a) ir nuotrauka (b): 1 – reguliuojamas transformatorius, 2 – įtampos stiprintuvas, 3 – bandinio laikiklis, 4 – bandinys

Suformuoti bandiniai buvo poliarizuoti, siekiant sulygiuoti juose esančių PZT nanodalelių dipolio vektorius ir gauti atstojamąjį poliarizacijos vektorių statmenai dangos plokštumai. Joje, naudojant vibracinį-terminį formavimo procesą, bus suformuota aktyvių mikrokanalų sistema. Todėl mikrokanalai, kurie yra paviršiniai pjezopolimerinio nanokompozito dariniai, elektrinio lauko sužadinimo metu deformuojasi dėl atvirkštinio pjezoeфекto. Dangos poliarizacija atlikta elektros polių orientavimo, panaudojant aukštos įtampos elektrinį lauką, būdu. Vario folijos su pjezoelektrinio nanokompozito danga bandiniai 30 min. buvo dedami į 5 kV elektrinį lauką, naudojant specialų laikiklį (2.4 pav.). Polinimo trukmė ir elektrinio lauko intensyvumas parinktas remiantis ankstesniais Eksperimentinės mechanikos mokslo grupės tyrimų rezultatais. Pjezokompozitinio polimero polinimo įrenginio principinė schema ir nuotrauka pavaizduoti 2.4 pav. Bandinys (4) dedamas į specialų laikiklį (3) su metalinėmis plokštelėmis, skirtomis elektriniam laukui generuoti. Laikiklis (3) prijungiamas prie įtampos stiprintuvo (2), jis visą laiką užtikrina pastovų elektrinį lauką, kuris reguliuojamas transformatoriumi (1). Veikiant elektriniam laukui, PZT nanodalelių poliai yra suorientuojami, dėl to pagerėja pjezoelektrinės dangos charakteristikos.

Elektrinių ir mechaninių savybių analizei iš vario folijos su poliarizuota PZT polimerine danga buvo iškirpti 15x25 mm dydžio bandiniai, o prie jų pritvirtinti kontaktiniai laidai.

2.2. PZT nanokompozitinės dangos struktūros ir cheminės sudėties analizė

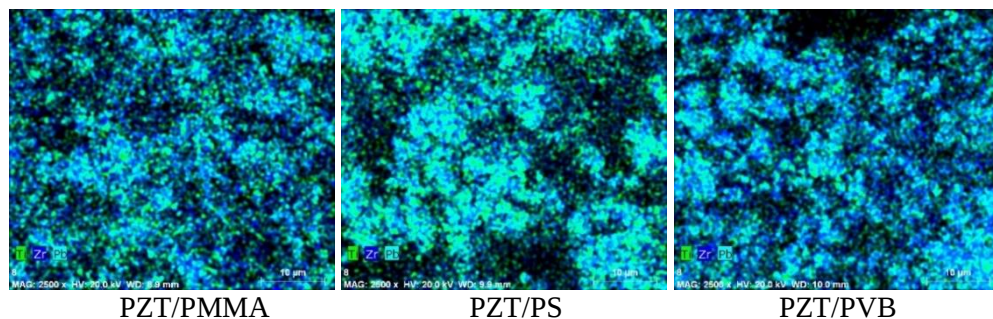
Sintetintos PZT nanokompozicinės medžiagos struktūros ir cheminės sudėties analizei atlikti buvo naudojamas skenuojamasis elektroninis mikroskopas (SEM) „Quanta 200 FEG“ su integruotu EDS rentgeno spindulių energijos dispersinės analizės detektoriumi „X – Flash 4030“ iš „Bruker“. Atmosferoje, kurios slėgį galima kontroliuoti, buvo tiriami trys poliarizuoti elementai PZT/PMMA, PZT/PS, PZT/PVB su skirtinga rišamąja medžiaga. 133 eV (esant Mn K) energijos skiriamoji geba esant 100 000 cps buvo pasiekta naudojant 30 mm² ploto kietojo kūno detektorių, aušinamą Peltjė elementu. Buvo išmatuoti energijos skirtumai tarp sistemos kvantinių būsenų ir nustatyta sistemos šuolių tarp šių būsenų tikimybė. Rentgeno spindulių spektroskopijos metodas taikomas analizuojant energijos pasiskirstymą.



2.5 pav. Bandinių su skirtingomis rišamosiomis medžiagomis SEM vaizdai

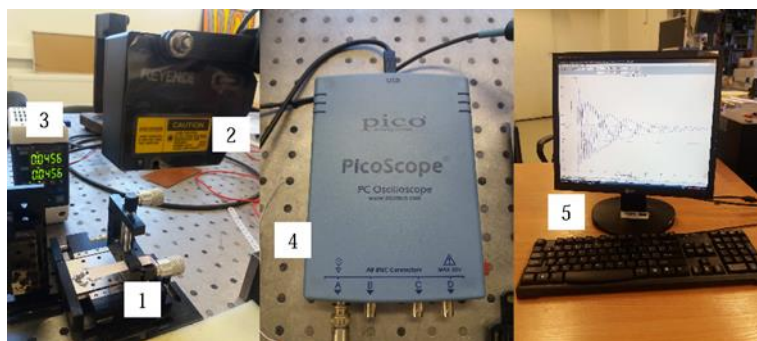
Analizuotų bandinių SEM vaizdai pateikti 2.5 pav. Matyti, kad PZT/PMMA bandinio struktūra yra granuliuota, jos grūdelių dydis paviršiuje yra apie 1,1 μm skersmens. PZT/PS bandinio paviršius yra lygesnis, jo grūdėtumas yra mažesnis nei 0,9 μm skersmens. PZT/PVB bandinyje yra matomos 3D struktūros su tuščiomis 6–8 μm skersmens ertmėmis. Visa elementų sudėtis matoma 2.6 pav. Pagrindiniai

cheminiai elementai, sudarantys bandinius, yra anglis (C) ir cirkonis (Zr); abu geri laidininkai ir nulemia gerą elektrinio krūvio pernešimą. Todėl sukurtos dangos, nors ir 2.6 pav. yra matomi cheminių elementų pasiskirstymų netolygumai, pasižymi pjezoelektrinėmis savybėmis.



2.6 pav. Cheminių elementų žemėlapiai

Daugiasluoksnės struktūros su PZT nanokompozicine danga mechaninės ir elektrinės charakteristikos buvo nustatytos lyginant COMSOL Multiphysics modelį su gautais eksperimentiniais mechaninių ir elektrinių savybių matavimais. Virpesių amplitudė buvo matuojama lazeriniu trianguliaciniu poslinkio jutikliu LK-G3000, o gautas elektrinis potencialas buvo nuskaitytas USB osciloskopu „PicoScope 3424“ (2.7 pav.). Lyginant visų bandinių pirmąją virpesių formą su COMSOL Multiphysics modeliu, buvo apskaičiuotos kiekvieno bandinio mechaninės charakteristikos (žr. 2.2 lentelę).



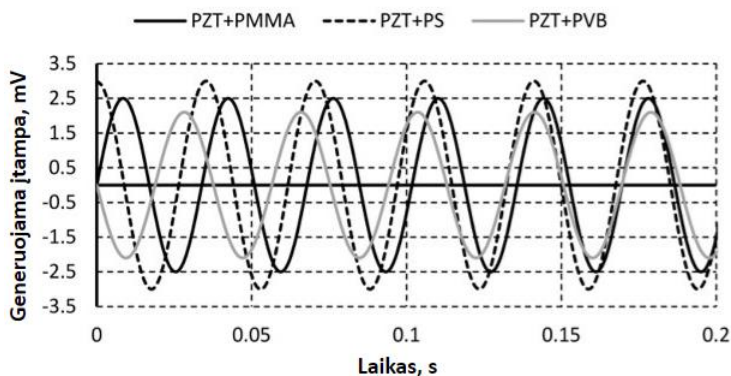
2.7 pav. Eksperimentinis stendas, skirtas bandinių mechaninėms ir elektrinėms charakteristikoms matuoti: 1 – bandinys; 2 – LK-G82 jutiklio galvutė; 3 – LK-G3001PV valdymo blokas; 4 – osciloskopas „PicoScope 3424“; 5 – kompiuteris

2.2 lentelė. Mechaninės savybės

Bandinys	ρ , kg/m ³	ζ	f, Hz	ω_n , rad/s	E, GPa
PZT/PVB	6298	0,0052±0,0003	26,5±0.4	166±2,8	3,9±0,3
PZT/PMMA	6316	0,0077±0,0006	29,4±0.9	185±5,8	6,3±0,8
PZT/PS	6288	0,0080±0,0004	28,3±0.6	178±4,0	5,3±0,4

Didžiausias tamprumo modulis (6,3 GPa) buvo nustatytas PZT nanokompozito su PMMA rišamąja medžiaga, o, naudojant PS ir PVB rišamąsias medžiagas, jis atitinkamai mažesnis 5,3 ir 3,9 GPa (2.2 lentelė). 80% nanokompozito sudaro PZT nanodalelės („Young“ modulis 63 GPa), o rišamosios medžiagos dalis yra tik 20%. Dėl to bandinių nanokompozitinės dagos tamprumo modulis sumažėja maždaug 10 kartų. Šie rezultatai koreliuoja su literatūroje rasta duomenimis: PMMA tamprumo modulis yra 3,1 GPa [127], PS – 2,7 GPa [128], o PVB mažiausias tamprumo modulis yra 50 MPa [129].

Bandinius, padengtus pjezoelektrinio nanokompozito sluoksniu, periodiškai žadinant 30 Hz dažniu, yra pastebimas tiesioginis pjezoelektrinis efektas, t. y. bandiniai generuoja elektrinį potencialą (2.8 pav.)

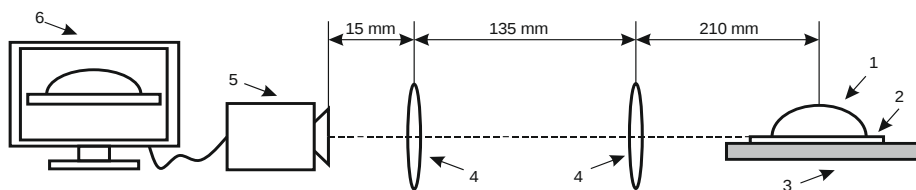


2.8 pav. Periodiškai žadinamo bandinio generuojama įtampa

Didžiausią elektrinį potencialą turi bandinys PS su rišamąja medžiaga. Sukurta įtampa siekė 3 mV. Mažesnės 2,1 mV ir 2,5 mV užfiksuotos tiriant atitinkamai PZT/PVB ir PZT/PMMA bandinius (2.8 pav.).

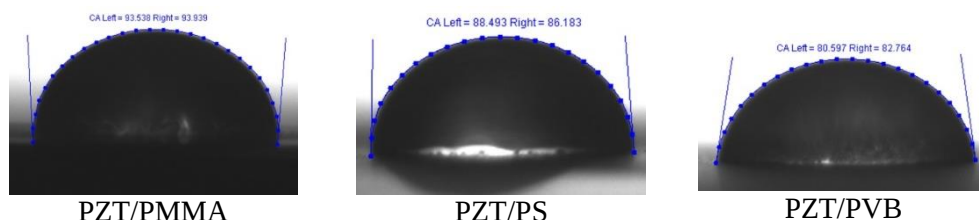
Kadangi mikrokanalai yra sistema, skirta tiksliai skysčių ir lašelių manipuliavimui, ypač svarbu įvertinti kontaktuojančio paviršiaus hidrofobines savybes. PZT nanokompozito hidrofobinės savybės buvo analizuojamos matuojant distiliuoto vandens lašelio sąlyčio su PZT nanokompozito paviršiumi kampą.

Eksperimentinio stendo, skirto drėkinimo kampui matuoti, schema parodyta 2.9 pav. Stendas sumontuotas ant antivibracinio stalo, t. y. stendas izoliuotas nuo išorinių trikdžių, kas užtikrina tikslius drėkinimo kampo matavimus. Stendą sudaro „Guppy F-503 B&W CMOS“ kamera, du optiniai lęšiai (židinio nuotolis 600 mm), skirti lašo vaizdui išdidinti, kompiuteris ir bandinys su vandens lašeliu. Visų elementų aukštis yra reguliuojamas. Distiliuoto vandens lašas 0,02 μ l tūrio pipete uždedamas ant paviršiaus iš 1 cm aukščio. Vaizdams apdoroti buvo naudojama Wayne'o Rasbando atvirojo kodo programinė įranga „ImageJ“. Drėkinimo kampui matuoti buvo taikomas programos įskiepis „DropSnake“. Šis metodas pagrįstas polinomo taikymu lašelių profilio kreivei nustatyti ir sąlyčio su paviršiumi kampui išmatuoti (2.10 pav.).



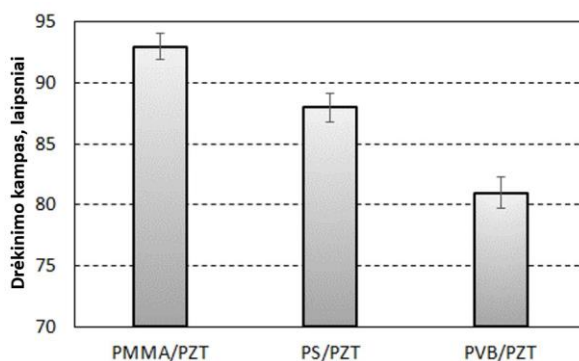
2.9 pav. Eksperimentinio hidrofobinės ir hidrofilinės medžiagos drėkinimo kampo matavimo stendo schema: (1) skysčio lašas, (2) analizuojama danga, (3) laikiklis, (4) du išgaubti lęšiai, (5) Guppy F-503 B&W CMOS kamera, (6) kompiuterinė vaizdo analizės sistema

PZT/PMMA, PZT/PS ir PZT/PVB drėkinimo kampo matavimo tipiniai vaizdai pateikti 2.10 pav. Kiekvienas bandymas buvo atliekamas pagal tuos pačius parametrus, o gauti vaizdai buvo kelis kartus analizuojami.



2.10 pav. Trys drėkinimo kampo matavimo tipiniai vaizdai ir per taškus nubrėžtas lašo paviršių aproksimuojantis polinomas

Grafinės skirtingų daugiasluoksnių kompozitinių bandinių išmatuotos drėkinimo kampo (θ) vertės pateiktos 2.11 pav. Didžiausia drėkinimo kampo vertė $92,94^\circ$ esant $\pm 1^\circ$ paklaidai nustatyta PZT/PMMA nanokompozito. Mažiausias drėkinimo kampas nustatytas PZT/PVB bandinio – $80,71^\circ$, kai matavimo paklaida buvo $\pm 1,3^\circ$. Išmatuota PZT/PS drėkinimo kampo vertė yra $88,8^\circ$, o matavimo paklaida $\pm 1,16^\circ$.



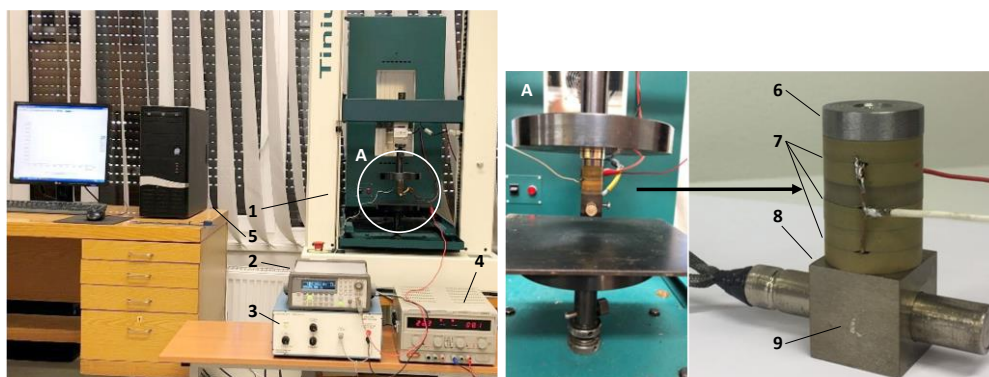
2.11 pav. PZT nanokompozitų drėkinimo kampo matavimo rezultatai

Pagal literatūros šaltinius [130, 131], polimerinės medžiagos laikomos hidrofilinėmis, jei drėkinimo kampas su vandens lašeliu yra mažesnis nei 90° . Todėl galima teigti, kad PZT/PMMA pagal kontakto su vandeniu savybes priskirtina prie hidrofobinių medžiagų, o PZT/PVB ir PZT/PS galima laikyti hidrofilinėmis, nes jų kontakto kampas yra mažesnis nei 90° .

2.3. Vibracinis mikrokanalų sistemos terminis formavimas

Mikrokanalų sistemai formuoti taikant vibracinį terminį antrinimą, pasirinkta nikelio matrica, sudaryta iš $20\ \mu\text{m}$ ilgio, $4\ \mu\text{m}$ periodo (ketura – $2\ \mu\text{m}$, kanalo plotis – $2\ \mu\text{m}$), $0,56\ \mu\text{m}$ gylio mikrokanalų sistemos.

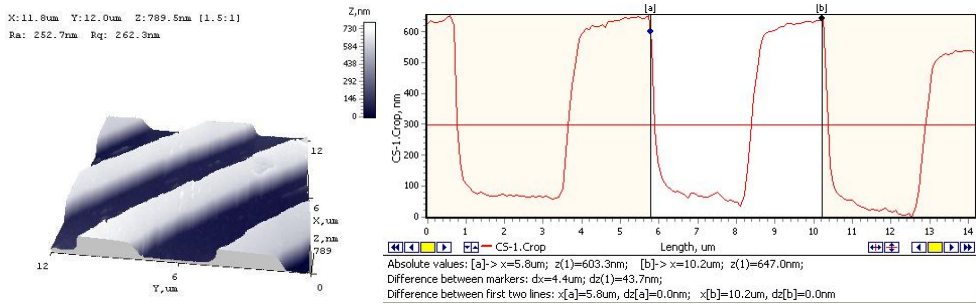
Yra žinoma įvairių mikrokanalų gamybos būdų: mikroformavimas, mikroapdirbimas, litografija, lazerinis mikroapdirbimas ir kiti. Kiekvienas iš jų turi privalumų ir trūkumų, pavyzdžiui, mikroformavimas pasižymi maža kaina, greitas, tačiau palyginti mažas proceso tikslumas, po kurio reikalingas papildomas apdorojimas; mikroapdirbimo kaina yra maža, procesas pakankamai tikslus, tačiau galima gauti tik paprastas formas; litografija yra lėtas technologinis procesas, lazerinis mikroapdirbimas yra gana brangi technologija, nors ji leidžia pasiekti didelį tikslumą, gauti sudėtingas formas, o proceso greitis gana didelis.



2.12 pav. Mikrostruktūrų vibracinio terminio formavimo stendas: (1) medžiagų bandymo mašina „Tinius Olsen“, (2) signalų generatorius „Agilent 33220A“, (3) tiesinis stiprintuvas EPA-104, (4) maitinimo šaltinis, (5) kompiuteris, (6) plieninis žiedas, (7) pjekokeraminiai žiedai, (8) kaitinimo elementas, (9) pagrindas

Naudotas vibracinis šiluminio atspaudimo metodas sujungia kelių aukščiau paminėtų metodų pranašumus – tai greitas technologinis procesas, panašus į mikroformavimą, tačiau leidžia gauti daug tikslesnę kopiją ir suteikia galimybę atkartoti sudėtingesnes geometrines formas. Bendras mikrostruktūrų (arba mikrostruktūrų antrinimo) vibracinio terminio formavimo įrenginio vaizdas parodytas 2.12 pav. Jį sudaro medžiagų bandymo mašina „Tinius Olsen“ (1) su joje pritvirtintu antrinimo įrenginiu (A), signalų generatorius „Agilent 33220A“, tiesinis stiprintuvas EPA-104 („Piezo Systems Inc.“, Woburn, MA, JAV), maitinimo šaltinis

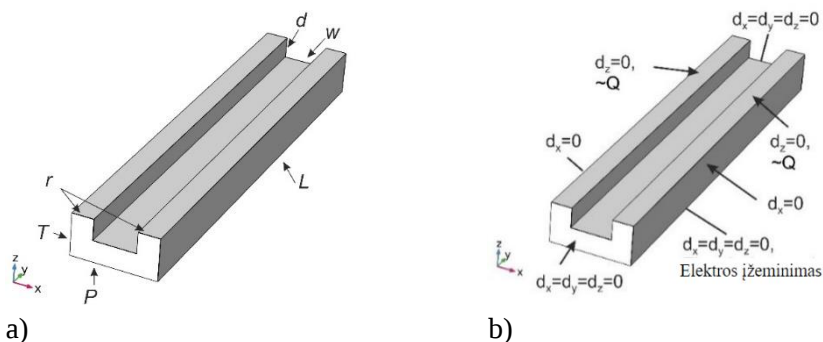
(4), šildymo elementas (8), kompiuteris su įdiegta programine įranga signalams apdoroti (5). Pagrindinis funkcinis mazgas – antrinimo blokas, tvirtinamas bandymo mašinos griebtuose, parodytas 2.12 pav. 2.12 pav. taip pat pateikta detali sonotrodo struktūra. Prie kubo formos elemento (9) apatinio paviršiaus pritvirtinta pagrindinė nikelio matrica. Aukšto dažnio virpesiai aktuatoriuje sužadinami naudojant pjezoelektrinių žiedų stulpą (7), pritvirtintą prie jo viršutinio paviršiaus, o kaitinimui naudojamas kaitinimo elementas (8). Kubo matmenys yra 22x22x22 mm; pjezostulpą sudaro šeši pjezokeraminiai žiedai (pjezokeramika – PZT-5H), kurių išorinis skersmuo 22 mm, vidinis skersmuo 10 mm, storis 5 mm. Terminio antrinimo procesas atliekamas taip: aktuatorius su pritvirtintu kubu ir matrica spaudžiamas prie varinės folijos paviršiaus su PZT nanokompozitine danga 50 kPa jėga, žadinant 11 kHz dažniu. 148 °C darbinė temperatūra pasiekama naudojant kaitinimo elementą. Terminio formavimo procesas trunka 10s. Suformuoto mikroprofilio 3D vaizdas ir skerspjūvio profilis parodyti 2.13 pav.



2.13 pav. Stačiakampių mikrokanalų sistemos, suformuotos pjezoelektriniame kompozite, 3D vaizdas ir skerspjūvio stačiakampis profilis, periodas – 4 μm , kanalo plotis – 2 μm , ketera – 2 μm , gylis – 560 nm

2.4. Mikrokanalų funkcionalumo skaitmeninis ir eksperimentinis tyrimas

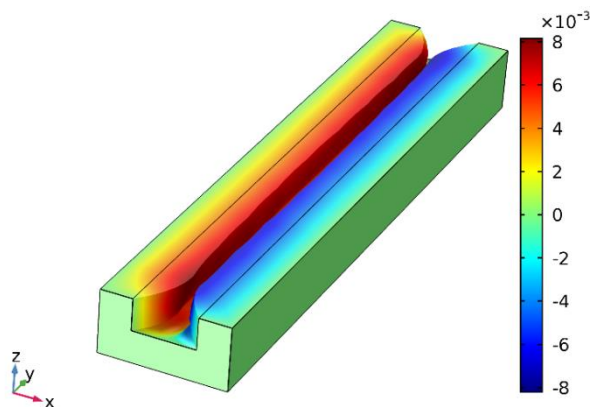
Terminiškai suformuoto mikrokanalo elgsena buvo tiriama atliekant modeliavimą „COMSOL Multiphysics 5.2a“ programine įranga. 2.1 pav. parodyta mikroskystinė sistema yra periodinė. Jį sudaro daugybė tos pačios geometrijos ($L = 20 \mu\text{m}$, $P = 4 \mu\text{m}$, $T = 2 \mu\text{m}$, $d = 0,56 \mu\text{m}$, $w = 2 \mu\text{m}$, $2r = 2 \mu\text{m}$) lygiagrečių mikrokanalų, jungiančių skysčio išleidimo ir įleidimo talpas. Todėl modelyje buvo analizuojamas tik vienas mikrokanalas (2.14 pav.). Modelyje taikytos simetriškos kraštinės sąlygos (2.14 pav., b). Kairysis ir dešinysis paviršiai yra simetrijos plokštumos, todėl riboja deformacijas tik x ašies kryptimi. Priekinis ir galinis paviršiai buvo tvirtinami nejudamai, nes jie pritvirtinti prie skysčių talpų. Apatinis paviršius pritvirtintas prie kitų jutiklio komponentų, todėl yra įtvirtintas nejudamai ir yra naudojamas kaip elektrinis įžeminimas. Elektrodai formuojami mikrokanalų sistemos viršutiniame paviršiuje. Jį dengia skaidrus sluoksnis, leidžiantis vizualiai stebėti skysčio srautą ir užtikrinti aukštą slėgį mikrokanalo viduje. Virpesiai mikrokanalų tinkle žadinami sinusiniu elektriniu 20 V įtampos signalu.



2.14 pav. Mikrokanalo baigtinių elementų modelio matmenys (a) ir kraštinės sąlygos (b)

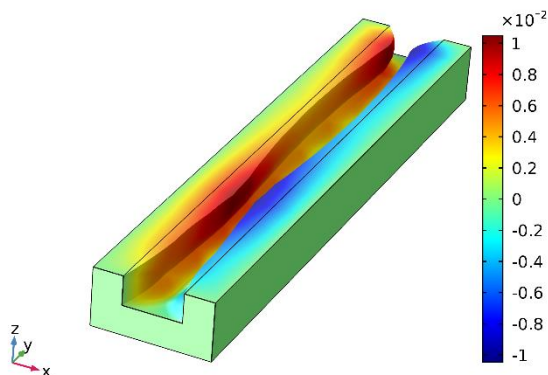
Mikrokanalo dinaminio atsako modeliavimo rezultatai pateikti 2.15 – 2.16 pav. 110 MHz dažniu sužadintos sistemos deformacijos – pirmoji virpesių forma, parodyta poslinkio lauku X kryptimi (2.15 pav.). Galima pastebėti, kad mikrokanalo vidiniai, šoniniai paviršiai svyruoja pusės bangos režimu – skerspjuvio plotas ta pačia faze didėja arba mažėja per visą mikrokanalo ilgį, todėl mikrokanalas veikia kaip mechaninis vožtuvas, ir biodalelės negali pratekėti. Sistemą sužadinus 122 MHz dažniu – antroji virpesių forma, vidiniai mikrokanalo paviršiai vibruoja visos bangos režimu 180° fazės skirtumu (2.16 pav.). Taigi mikrokanalas yra padalytas į du segmentus su skirtingomis biodalelių koncentracijomis – dalelių sandauba vidurio taške (bangos mazgas), ir abiejuose galuose nėra dalelių (2.16 pav.). Jei kanale nežadinami virpesiai, dalelės gali laisvai juo pratekėti.

freq(1)=1.1E8 Hz Surface: Displacement field, X component (μm)



2.15 pav. Mikrokanalo poslinkių laukas x ašies kryptimi, periodiškai sužadinus 110 MHz dažniu

freq(3)=1.22E8 Hz Surface: Displacement field, X component (μm)



2.16 pav. Mikrokanalo poslinkio laukas x ašies kryptimi, periodiškai sužadinamas 122 MHz dažniu

Slėgiu sukurtas srautas buvo naudojamas srauto charakteristikoms mikrokanalų tinkle nustatyti. Analizuojamas mikrokanalų tinklas yra periodinė mikroskystinė struktūra ($4 \mu\text{m}$ periodas, $0,56 \mu\text{m}$ gylis), kurią sudaro 100 mikrokanalų. Įleidimo talpoje buvo palaikomas 100 kPa slėgis. Mikrotėkmės analizė buvo atlikta naudojant trijų rūšių skysčius: distiliuotą vandenį, acetoną ir gliceriną. Visais atvejais apskaičiuotas Reinoldso skaičius ($0,1$ distiliuoto vandens, $0,8$ acetono ir $6.90167\text{e-}8$ glicerino) yra mažesnis nei 1. Jei Reinoldso skaičius yra labai mažas, daug mažesnis nei 1, tada skystis teka tolygiai, t. y. skysčio klampiosios jėgos dominuoja, palyginti su inercinėmis jėgomis. Nustatyti slėgio veikiamo srauto parametrai skirtingais mikrokanalų veikimo režimais pateikti 2.3 lentelėje. Eksperimentas su glicerinu nebuvo sėkmingas, nes gautas srautas buvo labai mažas ir jo išmatuoti nepavyko.

2.3 lentelė. Slėgio sukuriamą skirtingų režimų mikrotėkmė

Skystis	Klampumas, cP	Tankis, g/cm^3	Teorinis tėkmės greitis, $\mu\text{L/min}$	Eksperimentinis tėkmės greitis, $\mu\text{L/min}$		
				$f=0 \text{ Hz}$	$f=110\text{MHz}$	$f=122\text{MHz}$
Distiliuotas vanduo	1	1	0,145	$0,11\pm0,002$	$0,05\pm0,001$	$0,08\pm0,001$
Acetonas	0,32	0,79	0,452	$0,42\pm0,004$	$0,2\pm0,002$	$0,31\pm0,003$
Glicerinas	1400	1,26	0,0001	-	-	-

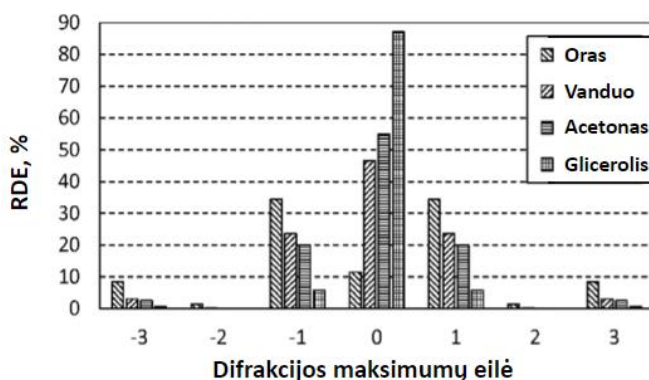
Gautos srauto vertės (2.3 lentelė) koreliuoja su mikrokanalo virpesių formomis. Kai kanalas virpa žadinamas 110 MHz dažniu, jo skerspjūvio plotas kinta beveik vienodai per visą kanalo ilgį. Kai kanalas virpa antrąja forma 122 MHz dažniu, labiausiai ryškūs yra skerspjūvio ploto pokyčiai tam tikrose kanalo zonose. Didžiausias srautas gaunamas, kai kanale nežadinami virpesiai, nes nesumažėja

skerspjūvio plotas. Esant pirmajai virpesių formai, srautas yra mažiausias. Tai atitinka didžiausią skerspjūvio ploto pokytį. Antroji virpesių forma yra tarpinis atvejis tiek skerspjūvio ploto pokyčio, tiek srauto greičio požiūriu. Mikrokanalo žadinimas aukšto dažnio virpesiais leidžia užtikrinti mikroskystinio funkcinio elemento taikymo universalumą. Šie funkciniai elementai gali atlikti net tris funkcijas, t. y. juo gali būti transportuojami skysčiai ir mikrodalelės (nėra virpesių), galima pristabdyti srautą (pirma virpesio forma) ir galima gaudyti daleles (antroji virpesio forma).

Skysčio (koncentracijos) srauto charakteristikoms periodinėje mikrostruktūroje nustatyti galima taikyti skaitmeninį-eksperimentinį lazerinės interferometrijos metodą. Mikroskystinio elemento optinės savybės tiriamos neardomuoju optiniu lazeriniu difraktometru. He-Ne lazerinis difraktometras ($\lambda = 633 \text{ nm}$) buvo naudojamas siekiant užfiksuoti atspindėtų ar perduodamų difrakcijos maksimalių efektyvumų intensyvumus. Visiems skysčiams būdingas santykinis difrakcijos efektyvumas. Santykinis difrakcijos efektyvumas RDE apibrėžiamas kaip i -ojo difrakcijos maksimumo ($0, \pm 1, \pm 2, \dots$) intensyvumo santykis su atspindėtos šviesos intensyvumu nuo paviršiaus be mikroreljefo. Skysčių lūžio rodiklis nustatomas lyginant teorinį ir eksperimentinį difrakcijos efektyvumą.

2.4 lentelė. Skaičiavimams naudojamų medžiagų optinės savybės

Medžiaga	Paskirtis	Lūžio rodiklis	
		Re	Im
Oras	Aplinka	1	0
Aliuminis (Al)	Mikrokanalo danga	1,4495	7,5387
Distiliuotas vanduo (H ₂ O)	Tiriamas skystis	1,3317	0
Acetonas (C ₃ H ₆ O)	Tiriamas skystis	1,3578	0
Glicerolis (C ₃ H ₅ (OH) ₃)	Tiriamas skystis	1,4707	0



2.17 pav. Periodinės Al padengtos mikrostruktūros atspindėtos šviesos santykinis difrakcijos efektyvumas

Periodinių mikrostruktūrų bei analizės difrakcijos efektyvumas (ore arba vakuume) rodo, kad periodinė mikrostruktūra ($4\text{ }\mu\text{m}$ periodas, $0,56\text{ }\mu\text{m}$ gylis) buvo suprojektuota veikti atspindinčiuoju režimu, t. y. pirmosios eilės difrakcijos maksimumai yra tris kartus didesni už nulinės difrakcijos maksimumą (2.17 pav.). Todėl periodinė mikrostruktūra, dirbanti atspindėjimo režimu, yra pakankamai jautri analizės lūžio rodikliui (tankiui). Lūžio rodiklio pokytis nuo 1,33 (grynas vanduo) iki 1,47 (glicerinas) lemia pirmosios eilės difrakcinių maksimumų efektyvumo sumažėjimą keturis kartus – nuo 24% iki 6% (2.18 pav.). Rezultatai patvirtina skysčių koncentracijos identifikavimo periodinėse mikrostruktūrose idėją taikant skaitinius-eksperimentinius lazerinius interferometrinius metodus.

2.5. Išvados

Apibendrinant antrąjį skyrį galima teigti, kad pagrindiniai tyrimo rezultatai yra šie:

1. Sukurtas pjezoelektrinis nanokompozitas, kurio tamprumo modulis: nanokompozito su PMMA rišamąja medžiaga yra 6,3 GPa, kompozito su PS ir PVB rišamosioms medžiagoms – atitinkamai 5,3 ir 3,9 GPa, kas įrodo, kad rišamoji medžiaga lemia nanokompozito mechanines ir pjezoelektrines savybes.

2. Keičiant pjezoelektrinio nanokompozito rišamąją medžiagą, galima kontroliuoti nanokompozito hidrofobines (hidrofilines) paviršiaus savybes, kurios itin svarbios kuriant mikroskystinius elementus. Didžiausias drėkinimo kampas $92,94\pm 1^\circ$ nustatytas nanokompozito PZT/PMMA, t. y. šis nanokompozitas pasižymi hidrofobinėmis savybėmis. O PZT/PS (drėkinimo kampas $88,8\pm 1,3^\circ$) ir PZT/PVB (drėkinimo kampas $80,71\pm 1,16^\circ$) nanokompozitai pasižymi hidrofilinėmis savybėmis.

3. Pasiūlytas vibracinis šiluminis mikrostruktūrų terminio formavimo, naudojant aukšto dažnio virpesius, metodas leidžia pjezoelektriniame nanokompozite suformuoti reikiamos geometrijos ir tikslumo mikrokanalų tinklą, kurio veikimas grįstas tūrinių akustinių bangų generavimu.

4. „COMSOL Multiphysics“ programiniu paketu atliktas mikrokanalo veikimo modeliavimas parodė, kad jis gali funkcionuoti trimis režimais. Mikrokanalą žadinant 110 MHz dažniu, pastebimi mikrokanalo vidinių, šoninių paviršių virpesiai pusės bangos režimu, t. y. skerspjūvio plotas ta pačia faze keičiasi per visą mikrokanalo ilgį ir mikrokanalas veikia kaip mechaninis vožtuvas. Sistemą žadinant 122 MHz dažniu, mikrokanalas yra padalijamas į du segmentus su skirtingomis nanodalelių koncentracijomis, o jei mikrokanale virpesiai nežadinami, nanodalelės gali laisvai tekėti.

5. Teoriškai apskaičiuotas skysčio srauto greitis mikrokanaluose sutampa su eksperimentiškai gautomis vertėmis, t. y., skysčio padavimo inde palaikant 100 kPa slėgį ir nesant virpesių, teorinė distiliuoto vandens tekėjimo greičio vertė yra $0,145\text{ }\mu\text{L/min}$, o eksperimentiškai gauta vertė yra $0,11\text{ }\mu\text{L/min}$. Kanalo skerspjūvio ploto pokytis, kai žadinami pirmosios formos (110 MHz) ir antrosios formos (122 MHz) virpesiai, atitinkamai sumažina srauto greitį iki $0,05\text{ }\mu\text{L/min}$ ir $0,08\text{ }\mu\text{L/min}$.

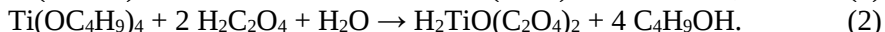
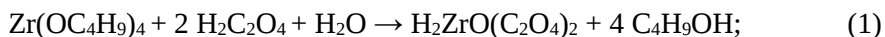
III. BEŠVINIO PJEZOELEKTRINIO KOMPOZITO SINTETINIMAS IR TYRIMAS

Pastaruoju metu labai plačiai tyrinėjamas švino oksido toksiškumas, todėl tai skatina kurti pjekzokeramiką, kurioje nebūtų švino. Ši keramika būtų naudojama prietaisuose, skirtuose medicinai, farmacijai ir kitoms sritims. Šiame skyriuje nagrinėjama nauja bešvinė bario-kalcio cirkonato titanato $\text{Ba}_{0.85}\text{Ca}_{0.15}(\text{Zr}_{0.1}\text{Ti}_{0.9})\text{O}_3$ (BCZT) pjezoelektrinė keramika, įvertinant plonos plėvelės storio įtaką elemento savybėms.

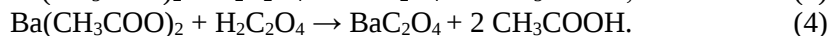
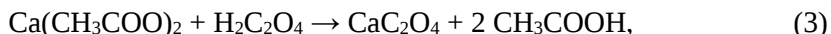
3.1. BCZT sintezė ir funkcinių elementų formavimas

Bario-kalcio cirkonato titanato nanokristalinių miltelių sintezei buvo naudojamas modifikuotas oksalato-hidroksido nusodinimo metodas. Naudotos šios medžiagos: bario acetatas $\text{Ba}(\text{CH}_3\text{COO})_2$, kalcio acetato monohidratas $\text{Ca}(\text{CH}_3\text{COO})_2\cdot\text{H}_2\text{O}$, tetra-n-butil-titanatas $\text{Ti}(\text{OC}_4\text{H}_9)_4$, tetra-n-butilcirkonatas $\text{Zr}(\text{OC}_4\text{H}_9)_4$ (80% tirpalas n-butanolyje), oksalo rūgšties dihidratas $\text{H}_2\text{C}_2\text{O}_4\cdot\text{H}_2\text{O}$ ir dejonizuotas vanduo.

14,2 g bario acetato ir 4,7 g kalcio acetato monohidrato buvo ištirpinta 100 ml dejonizuoto vandens kambario temperatūroje. 49,0 g (nedidelis perteklius) oksalo rūgšties dihidrato buvo ištirpinta 500 ml dejonizuoto vandens vieno litro talpos stiklinėje ir tirpalas pašildytas iki 50 °C temperatūros. 38,2 g tetra-n-butil-titanato ir 3,9 g tetra-n-butil-cirkonato buvo lašinami į oksalo rūgšties tirpalą ir viskas intensyviai maišoma, kol tirpalas tapo skaidriai geltonos spalvos. Tiek cirkonio, tiek titano butilatai reaguoja su oksalo rūgštimi pagal (1) ir (2) lygtis, siekiant gauti tirpius tarpinius reakcijos produktus:



Po vienos valandos maišymo į tirpalą supilamas bario ir kalcio acetatų tirpalas, ir susidaro baltos netirpios kalcio ir bario oksalatų nuosėdos pagal (3) ir (4) lygtis:

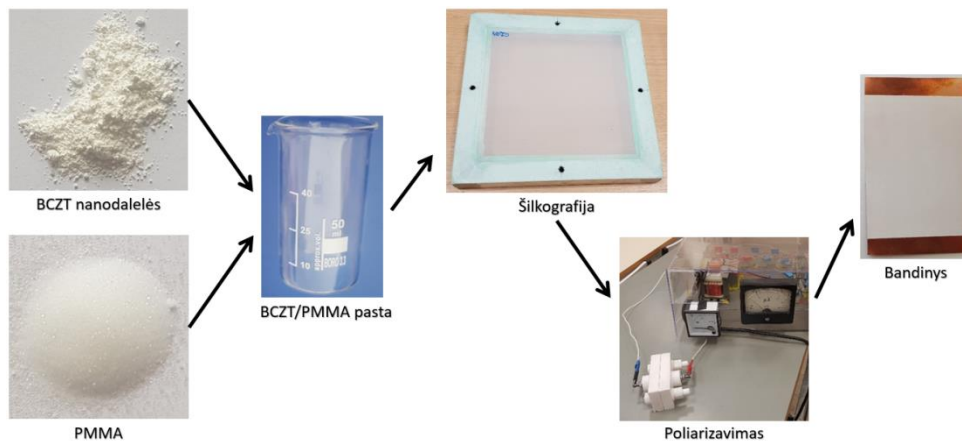


Kitame etape tirpūs titanilo- ir cirkoniloksalatai reaguoja su pagamintais bario ir kalcio oksalatais, ir susidaro baltos netirpios kalcio (bario) cirkonilio (titanil) oksalatų nuosėdos:



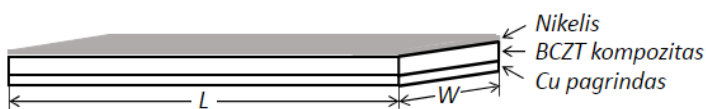
Toliau reakcijos mišinys dar maišomas dvi valandas kambario temperatūroje. Kitaip nei ankstesniuose PZT sintezės tyrimuose, šiame etape į reakcijos mišinį nebuvo įmaišyta 25% amoniako tirpalo, tam, kad būtų išvengta tirpaus bario hidroksido susidarymo (4 g/100 ml 20 °C temperatūroje) ir kalcio (1,73 g/l esant 20 °C temperatūrai). Balti amorfiniai milteliai filtruojami naudojant vakuumą, plaunami dejonizuotu vandeniu, acetonu ir 12 valandų džiovunami 100 °C temperatūroje. Tada

sausieji milteliai 10 valandų kalcinuoti 1000 °C temperatūroje. Baltų bario-kalcio cirkonato titanato nanokristalinių miltelių išeiga 97% (9,7 g).

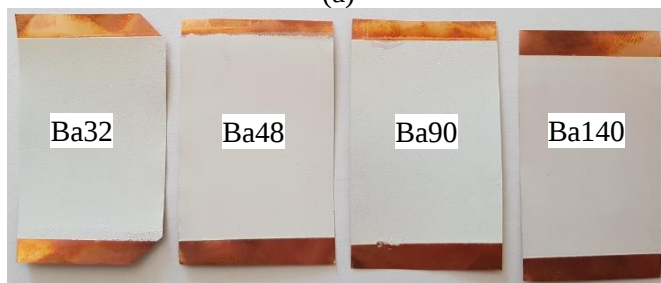


3.1 pav. Principinė BCZT/PMMA elementų formavimo schema

Principinė BCZT elementų, turinčių skirtingą BCZT plėvelės sluoksnio storį, formavimo schema pateikta 3.1 pav. Pirmajame BCZT elementų gamybos etape buvo paruošiamas BCZT/PMMA suspensijų mišinys santykiu 80:20. Toks santykis pasirinktas remiantis ankstesniais tyrimais, susijusiais su poli(metilmetakrilatu) (PMMA) ir jo sinteze su kitomis pjezokeraminėmis medžiagomis. Naudojant šilkografijos techniką, ant keturių skirtingų 50 μm storio vario (Cu) plokštelių šilkografijos būdu suformuoti ploni plėvelės sluoksniai ir supolinti 10 MV m^{-1} elektriniame lauke. Vario plokštelė veikia kaip apatinis elektrodas, o BCZT kompozito viršuje suformuojamas 10 nm nikelio sluoksnis, kuris naudojamas kaip viršutinis elektrodas (žr. 3.2 pav.).



(a)



(b)

3.2 pav. (a) BCZT elemento schema ir (b) keturi bandiniai, pagaminti naudojant skirtingus tinkelius

Eksperimentiniai rezultatai parodė, kad, naudojant įvairius tinklelius šilkografijos būdu, ant pagrindo galima suformuoti lygius BCZT kompozito sluoksnius. Buvo pagaminti keturi elementai – Ba32 su išmatuotu BCZT sluoksnio storiu $109 \pm 5 \mu\text{m}$, Ba48– $102 \pm 5 \mu\text{m}$ storiu, Ba90– $86 \pm 5 \mu\text{m}$ storio ir Ba140– $70 \pm 5 \mu\text{m}$ storio (3.1 lentelė).

3.1 lentelė. Sluoksnių storiai ir jiems naudotų tinklelių charakteristikos

Žymėjimas	Tinklelio numeris	Akių skaičius, n/cm	Akių diametras, μm	Atviras plotas, %	Tinklelio storis, μm	Teorinis užnešamos medžiagos tūris, cm^3/m^2	Išmatuotas dangos storis, μm
Ba32	32/83-70PW	$32 \pm 1,2$	70	59	116 ± 6	68	109 ± 5
Ba48	48/123-70PW	$48 \pm 1,2$	70	41	114 ± 6	47	102 ± 5
Ba90	90/230-48PW	$90 \pm 2,5$	48	25	76 ± 4	19	86 ± 5
Ba140	140/355-34PW	$140 \pm 3,5$	34	19	52 ± 3	10	70 ± 5

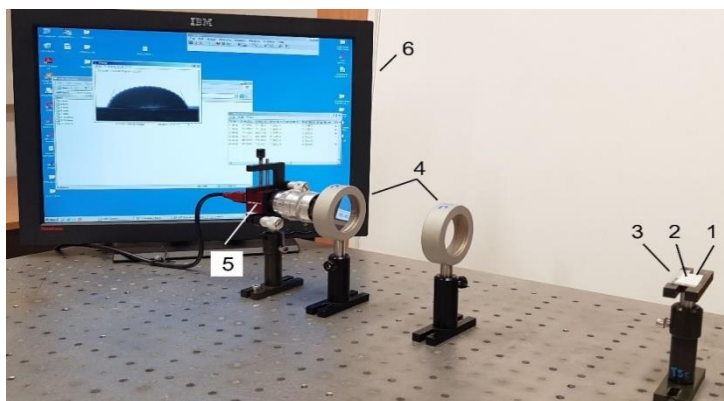
3.2 BCZT kompozito tyrimo metodika

FTIR technika cheminės sudėties analizei. Cheminių junginių molekulėms nustatyti buvo naudojamas Furjė transformacijos infraraudonųjų spindulių spektrometras (FTIR) (SPECTRUM GX 2000 RAMAN sistema). FTIR spektro sritis – $400\text{--}4000 \text{ cm}^{-1}$, skiriamoji geba – 1 cm^{-1} .

SEM paviršiaus morfologijos ir cheminės sudėties analizė. Naudojant skenuojamąjį elektroninį mikroskopą (SEM) „Quanta 200 FEG“ (su įdiegtu „Energy Dispersive X-Ray Spectrometer“ (EDS) detektoriumi „Xflash 4030“ iš „Bruker“) buvo įvertinta bešvinės pjezoelektrinės medžiagos struktūra ir cheminė sudėtis. Tyrimai buvo atliekami kontroliuojamoje slėgio vandens garų atmosferoje. Didžiausia galima skiriamoji geba dideliame vakuume ($<6\text{e-}4 \text{ Pa}$) yra $0,8 \text{ nm}$, mažame vakuume ($10\text{--}130 \text{ Pa}$) – $1,5 \text{ nm}$, o plačiame vakuume ($10\text{--}4000 \text{ Pa}$) – $1,5 \text{ nm}$. EDS detektoriumi galima aptikti elementus nuo boro (5) iki americio (95). Cheminė analizė gali būti atlikta pasirinktame taške, išilgai linijos arba pasirinktame paviršiuje – galimas kartografavimas. Šiuolaikiškas 30 mm^2 ploto kietojo kūno dreifo detektorius aušinamas Peltier elementu ir užtikrina 133 eV (esant Mn K) energijos skiriamąją gebą esant $100\,000 \text{ cps}$. Taikant rentgeno spektroskopijos metodą, buvo atlikta energijos pasiskirstymo analizė, kai energijos skirtumai matuojami tarp įvairių sistemos kvantinių būsenų, ir tikimybė, kad sistema peršoka tarp šių būsenų.

Drėkinimo kampo matavimai, skirti paviršiaus drėkinimui ir paviršiaus energijai įvertinti. Žinios apie tirpiklių gebėjimą drėkinti kietus paviršius yra svarbios tiriant tarpmolekulinį ryšį tarp pjezoelektrinio kietojo paviršiaus ir skysčio / analitės, taip siekiant sustiprinti pagamintų bandinių mechanines ir elektrines

savybes. Drėkinimo intensyvumas parodo jėgos pusiausvyrą tarp adhezijos ir kohezijos. Eksperimentinio stendo nuotrauka ir sudedamosios dalys pateiktos 3.3 pav.



3.3 pav. Eksperimentinio hidrofobinės ir hidrofilinės medžiagos drėkinimo kampo matavimo stendas: (1) skysčio lašas, (2) analizuojama danga, (3) laikiklis, (4) du išgaubti lėšiai, (5) Guppy F-503 B&W CMOS kamera, (6) kompiuterinė vaizdo analizės sistema

Matuojant hidrofobiškumą buvo naudojami keturi skirtingi skysčiai: vanduo, glicerinas, spiritas ir alyvuogių aliejus. Pagrindinės šių skysčių savybės pateiktos 3.2 lentelėje.

3.2 lentelė. Skysčių savybės

Nr.	Skystis	Paviršiaus įtempiai, mN/m	Tankis, kg/m ³
1.	Vanduo	72,8	997
2.	Glicerolis	64,2	1260
3.	Spiritas	26,02	793
4.	Alyvuogių aliejus	34,76	888,89

Kohezija – tai yra jėga, veikianti vienalytės medžiagos viduje. Ši jėga išlaiko molekules kartu. Kohezijos tai yra darbas, kurio reikia norint atskirti dvi homogeninės medžiagos daleles (pvz., molekules). Kohezijos metu atliktą darbą galima apskaičiuoti pagal šią formulę:

$$W_{11} = 2\gamma_1, \quad (6)$$

čia γ – skysčio ar kitos medžiagos paviršiaus įtempio koeficientas.

Adhezija – tai dviejų skirtingų besiliečiančių medžiagų sukibimas, tai darbas, kurio reikia, norint atskirti du skirtingos prigimties kūnus (kietas kūnas ir skystis ar du nesusimaišę skysčiai):

$$W_{12} = \gamma_1 + \gamma_2 - \gamma_{12}, \quad (7)$$

čia γ_{12} – paviršiaus įtempio koeficientas dviejų kūno sąlyčio taške.

Paviršiuje esančią skysčio molekulę veikiančių jėgų atstojamoji yra nukreipta į lašo vidų. Ši jėga vadinama paviršiaus įtempio jėga, ir ji stengiasi minimizuoti

paviršiaus plotą (sfera pasižymi minimaliu paviršiaus plotu). Paviršiaus įtempio jėga priklauso nuo medžiagos viduje veikiančios kohezijos ir yra proporcinga lašo kontūro ilgiui L :

$$F = \gamma L. \quad (8)$$

Paviršius yra hidrofilinis, kai adhezinės jėgos yra didesnės už kohezijas, t. y. skystis pasklinda kieto kūno paviršiuje. Nagrinėjant kieto kūno paviršiaus hidrofobines savybes, reikia įvertinti paviršiaus įtempius tarp trijų fazių kūnų: skystis (s), oras (o) ir kietas kūnas (k). Grafiškai medžiagos hidrofobines savybes apibūdina pusiausvyras drėkinimo kampas θ_c tarp skysčio lašo liestinės trifazio kontakto taške ir kieto kūno paviršiaus, kurį galima išmatuoti naudojant aukščiau aprašytą eksperimentą bei apskaičiuoti pagal formulę:

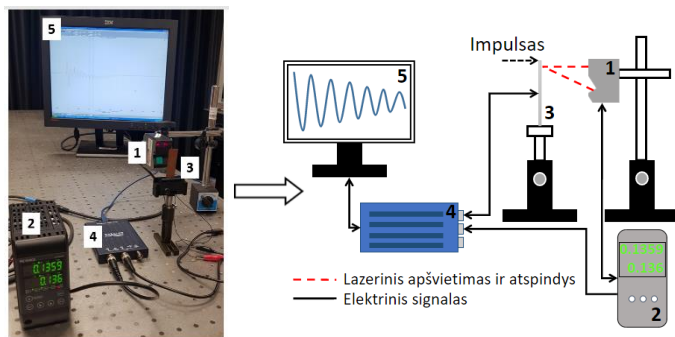
$$\cos\theta = \frac{\gamma_{ko} - \gamma_{sk}}{\gamma_{so}}. \quad (9)$$

Naudojant Zismano teoriją, kuri remiasi teiginiu, kad priklausomybė tarp $\cos\theta$ ir γ dažnai yra tiesinė, todėl kieto kūno paviršiaus kritinius įtempius galima nustatyti iš formulės:

$$\cos\theta = 1 - \beta(\gamma_s - \gamma_{krit}), \quad (10)$$

čia β – tiesės išbrėžtos per eksperimentinius drėkinimo kampo matavimo taškus koeficientas, γ_s – skysčio paviršiaus įtempiai, γ_{krit} – kieto kūno paviršiaus kritiniai įtempiai. Tačiau Zismano metodas turi apribojimų, pavyzdžiui, kūnų lietimosi srityje įtempiai yra lygūs atskirų paviršių įtempių skirtumui, ir šis metodas neatsižvelgia į medžiagų paviršių įtempių polines ir dispersines savybes.

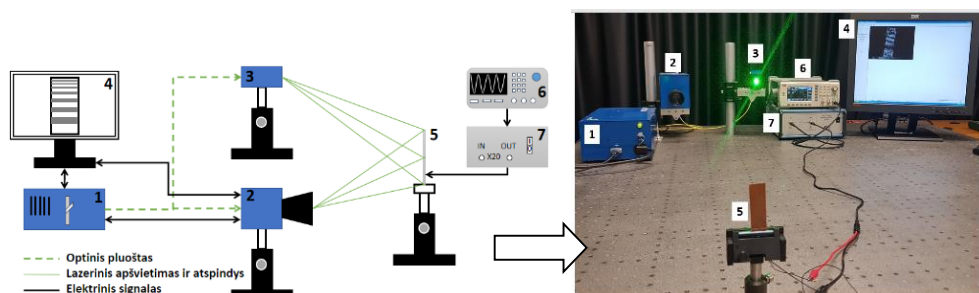
Pjezoelektrinių savybių tyrimas. Siekiant įvertinti bandinių pjezoelektrines charakteristikas, buvo naudojama lazerinė trianguliacinė poslinkio matavimo sistema „Keyence“ ir USB osciloskopas „PicoScope“. Šiuo atveju bandiniai buvo tiriami esant tiesioginiam pjezoelektriniam poveikiui, t. y. kiekvienas bandinys buvo paveikiamas 5N mechaniniu impulsu ir registruojamas generuojamas elektrinis potencialas. Dėl plonos plokštelės deformacijos ir pjezoelektrinių savybių ši mechaninė energija yra paverčiama elektros energija, tada įtampa registruojama naudojant analoginį-skaitmeninį keitiklį „PicoScope“ (žr. 3.4 pav.).



3.4 pav. Lazerinis trianguliacinis poslinkio matavimo stendas: (1) jutiklis LK-H050, (2) valdiklis LK-HD500, (3) bandinys, (4) osciloskopas „PicoScope 2205A“, (5) monitorius, (6) signalo generatorius UNI-T UTG2025A ir (7) aukštos įtampos linijinis stiprintuvas „FLC Electronics A400“

Atvirkštinio pjezoelektrinio efekto tyrimas

Atvirkštinio pjezoelektrinio efekto tyrimui atlikti panaudota elektroninė speklų interferometrijos sistema PRISM. Kadangi tai bekontaktis metodas, bandiniai nėra suardomi ar kitaip pažeidžiami. Tokiu atveju bandomajam objektui netaikoma jokia papildoma masė ar jėga, todėl matavimo procesas neturi įtakos jo dinaminėms charakteristikoms. Tiriamas bandinys apšviečiamas lazerio spinduliu, o atsispindėjusi šviesa registruojama vaizdo kamera. Į vaizdo kamerą taip pat nukreiptas antras – etaloninis spindulys. Šių dviejų šviesos laukų interferograma perduodama į kompiuterį apdoroti. Interferencija leidžia užregistruoti tokius parametrus, kaip šviesos fazė, intensyvumas ir amplitudė, jie yra tiesiogiai susiję su objekto paviršiumi ir jo deformacija ar dinamika. Eksperimentinė elektroninė speklų interferometrijos sistema PRISM pateikta 3.5 pav.



3.5 pav. Elektroninė speklų interferometrijos sistema PRISM: (1) valdymo blokas, (2) kamera, (3) objektinis spindulys, (4) kompiuteris, (5) bandinys, (6) signalo generatorius UNI-T UTG2025A ir (7) aukštos įtampos linijinis stiprintuvas „FLC Electronics A400“

Vibruojantis arba deformuojamas bandinys apšviečiamas lazerio spinduliu, sklindančiu iš šviesolaidžio per išplečiantį lęšį ir nukreipiamas link bandinio. Dalis lazerio spindulio, naudojant daliklį, per PZT veidrodį nukreipiamas detektoriaus link. Naudojant PZT veidrodžį sukuriama keturi skirtingų fazių atraminiai spinduliai, kurių fazės apibrėžiamos taip:

$$\Delta\varphi_i = (i - 1) \frac{\pi}{2}, \quad (10)$$

čia $i = 1, 2, 3, 4$. Atraminio spindulio intensyvumo laukas aprašomas šia formule: specialūs pavyzdžiai iš interferencinio lauko tarp vienodos kompleksinės atskaitos bangų (dažnu atveju tai – pastovios realiosios amplitudės R):

$$\bar{R} = R \cdot \exp[j(\varphi_r - \Delta\varphi_i)], \quad (11)$$

čia R – pastovi atraminio spindulio amplitudės realioji dalis. Harmoniškai vibruojančio objekto atspindėtos šviesos laukas aprašomas formule:

$$\begin{aligned} \bar{O} &= O \cdot \exp(j\varphi_0) = O \cdot \exp[j(\varphi_r + \varphi_{0-r} + \varphi_v \cos \omega t)] = \\ &= O \cdot \exp[j(\varphi_r + \varphi_{0-r})] \cdot \exp[j\varphi_v \cos \omega t] = O \cdot \exp[j(\varphi_v \cos \omega t)]. \end{aligned} \quad (12)$$

Šių bangų interferencinis laukas yra fiksuojamas video kamera, o speklų interferencinis vaizdas aprašomas formule:

$$I_i = m + n \cos[\varphi_{0-r}(x, y) + \alpha] \cdot J_0[\varphi_v(x, y)], \quad (13)$$

čia φ_{o-r} yra atsitiktinis fazių skirtumas tarp atraminio spindulio ir vibruojančio objekto, atspindėto šviesos taške (x, y) . $J_0(\varphi_v)$ yra pirmosios rūšies nulinės eilės Beselio funkcija, kurios argumentas yra su virpesiais susijusi fazė. Fazė tiesiogiai priklauso nuo virpesių amplitudės $d(x, y)$:

$$\varphi_v(x, y) = \frac{4\pi}{\lambda} d(x, y). \quad (14)$$

Šioje sistemoje, grįštoje 4 fazinių vaizdų registravimu realiuoju laiku, po apdorojimo du statmeni laukai gali būti išreikšti atitinkamai formulėmis:

$$C = I_3 - I_1 = 2OR \cos(\varphi_{o-r}) \cdot J_0(\varphi_v), \quad (15)$$

ir

$$S = I_4 - I_2 = 2OD \sin(\varphi_{o-r}) \cdot J_0(\varphi_v). \quad (16)$$

Kadangi elektroninės speklų interferometrijos jautrumas yra labai didelis, visos amplitudės matuojamos vienu metu. Taigi, norint, kad susiformuotų ekrane interferencinės juostos, užtenka keleto mikrometrų eilės amplitudės virpesių. Todėl tamsios juostos (arba intensyvumo minimumai) atitinka amplitudes, kurias galima išreikšti pagal formulę:

$$d = k \cdot \frac{\lambda}{4}; \text{ čia } (k = 1, 2, 3 \dots). \quad (19)$$

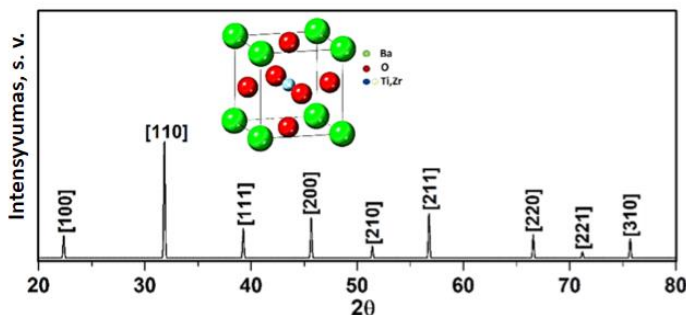
Skaitmeninis modeliavimas. Dalelių valdymo mikroskystiniame kanale modeliavimas, integruojant naują bešvinę pjekzokeramiką į mikrosistemą, buvo atliktas naudojant programinį paketą „Comsol Multiphysics“.

3.3. BCZT kompozito tyrimo rezultatai

Eksperimentinio tyrimo metu susintetinta nauja bešvinė pjezoelektrinė keramika $\text{Ba}_{0.85}\text{Ca}_{0.15}(\text{Zr}_{0.1}\text{Ti}_{0.9})\text{O}_3$ (BCZT). Ištirtos šios BCZT pagrindu sukurtų elementų (Ba32, Ba48, Ba90 ir Ba140) savybės: struktūra ir gardelės, cheminė sudėtis, paviršiaus morfologija ir pjezoelektrinės savybės.

3.3.1. BCZT cheminės sudėties tyrimas

Norint ištirti pagaminto junginio struktūrą ir gardelių tipą, eksperimentinė XRD analizė buvo atlikta naudojant „X’Pert“ programinę įrangą. BCZT rentgeno spindulių difrakcijos rezultatai pateikti 3.6 pav.



3.6 pav. BCZT rentgenograma

Norint patvirtinti junginio struktūrą, stebima perovskito fazė su tam tikromis priemonėmis. Nustatytos priemonės BaCO₃ ir ZrO₂, atitinkančios PDF duomenų bazę 44-1487 ir 42-1164 (3.6 pav.). Šios priemonės taip pat buvo patvirtintos EDX spektras (3.9 pav.). Be to, šie pikai sutapo su rentgeno spindulių difrakcijos duomenimis, pateiktais standartinėje fazėje (nuorodos kodas: 96-433-0785-JCPDS Nr. 05-0626) ir literatūroje [132, 133]. Pikų atsiradimas ties $2\theta \sim 31,35^\circ$, susijęs su (110), ir $2\theta \sim 45,61^\circ$, susijęs su (200) plokštuma, leidžia teigti, kad turime tetragoninę kristalinę gardelę [134]. Apskaičiuotos junginio kristalografinių parametrų vertės pateiktos 3.3 lentelėje.

3.3 lentelė. BCZT kristalografiniai parametrai, apskaičiuoti „X’Pert“ programa

Kristalinė struktūra	a (Å)	c (Å)	Gardelės tūris (Å ³)	Kristalo gardelės tankis (g/cm ³)	Erdvės grupė
Tetragoninė	4,03	4,04	65,68	5,83	P4/mm

XRD spektras (3.6 pav.) rodo BaTiO₃, t. y. vieną perovskito fazę be antrosios. Ankstesniuose tyrimuose nustatyta, kad polimorfinė rombohedrinės-tetragoninės fazių perėjimo temperatūra artėja prie kambario temperatūros naudojant litį [100]. Tyrimo metu nustatyta, kad BCZT bešvinę pjezoelektrinę keramiką su geresnėmis eksploatacinėmis savybėmis kambario temperatūroje galima gauti perkėlus polimorfinį fazių perėjimo tašką arčiau kambario temperatūros, pridėdant LiF [100].

Taigi, gardelės konstanta a (3.3 lentelėje) buvo apskaičiuota pagal žemiau pateiktą lygtį [135]:

$$a = d\sqrt{h^2 + k^2 + l^2}, \quad (20)$$

čia h , k ir l – XRD smailės indeksai, o d – atstumas tarp kristalinės gardelės plokštumų. Taigi, smailės (110) apskaičiuota konstanta $a = 4,03$ Å, o kristalo struktūra – kubinė.

Be to, apskaičiuotas vidutinis BT kristalito skersmuo D_{XRD} pagal žemiau pateiktą lygtį [135], naudojant intensyviausios (110) smailės duomenis:

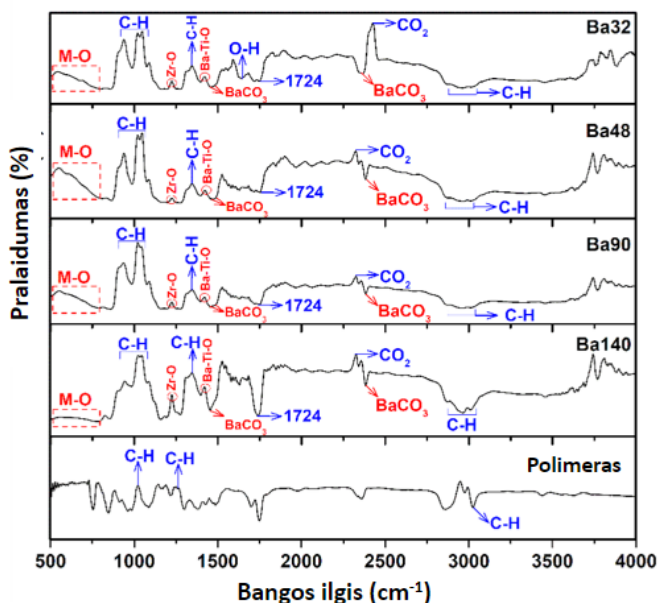
$$D_{XDR} = \frac{c\lambda}{B_{1/2} \cos \theta}, \quad (21)$$

čia c – konstanta, $B_{1/2}$ – visas maksimalus plotis 2θ , θ – Bragg'o kampas. Taigi, apskaičiuotas vidutinis kristalito dydis $0,72 \pm 0,05$ µm, kuris patvirtina BT nanodalelių susidarymą.

3.3.2. Funkcinių junginių BCZT kompozite tyrimas

Buvo atlikta bandinių Ba32, Ba48, Ba90 ir Ba140 FTIR analizė, skirta funkcinėms grupėms junginiuose nustatyti (3.7 pav.). FTIR absorbcijos spektras išmatuotas 4000–490 cm⁻¹ diapazone. Kaip matyti 3.7 pav., buvo pastebėtos kelios smailės, susijusios su simetriškais ir asimetriškais O-H ryšių virpesiais srityje nuo 2800 iki 3150 cm⁻¹ [136], o CO₂ maždaug ties 2333 cm⁻¹ [137]. Be to, acetato grupių su bario atomais buvimas ir atsakas į asimetrinius [(COO₋)] ir simetrinius

[(COO₋)] ryšius su karboksilato grupių virpesiais aiškiai matomi srityje ties 1724 cm⁻¹ [138]. 500–900 cm⁻¹ diapazonas rodo, kad sudėtyje yra metalo oksido, t. y. šiai sričiai galima priskirti titano ir deguonies / cirkonio tempimo ir lenkimo virpesius, susijusius su TiO₆/ZrO₆ oktaedrine struktūra [139–141]. Be to, Zr-O smailė yra ties ~ 1220 cm⁻¹ [134]. Įdomu tai, kad kai kurie spektrai turi labai mažą pralaidumo diapazoną ir yra susiję su besikeičiančia medžiagų prigimtimi, cheminėmis reakcijomis ir junginių kristalizacija aukštesnėje temperatūroje [142]. FTIR spektrų rezultatai atitinka XRD ir EDX analizės tyrimus.

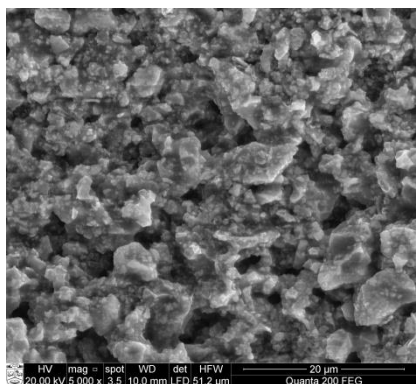


3.7 pav. Ba32, Ba48, Ba90 ir Ba140 bandinių FTIR spektrai

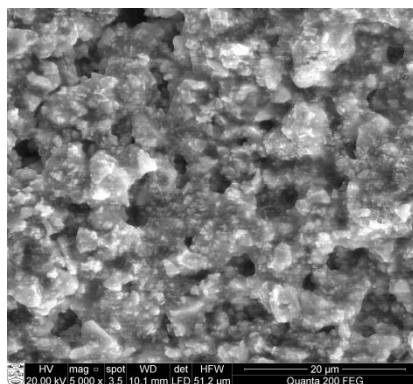
Rezultatai parodė, kad bandiniai turėjo vienodas arba labai panašias absorbcijos smailes esant tokiam pačiam virpesių režimui ir pasislenka link mažesnių bangų ir didesnės energijos. Tai leidžia daryti išvadą, kad BCZT kompozito storis neturi įtakos vidinei struktūrai ir ryšiui tarp molekulių.

3.3.3. SEM ir EDX analizės

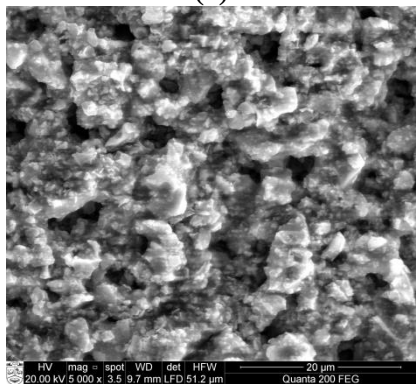
Bandinių Ba32, Ba48, Ba90 ir Ba140 paviršiaus morfologija buvo tiriama naudojant skenuojamąją elektroninę mikroskopiją (SEM). Grūdelių dydis buvo įvertintas naudojant SEM mikroskopą. Kaip matyti 3.8 pav., BCZT bandiniai turi porėtą struktūrą su mažais grūdeliais, kurių dydis yra nuo 0,2 μm iki 5 μm.



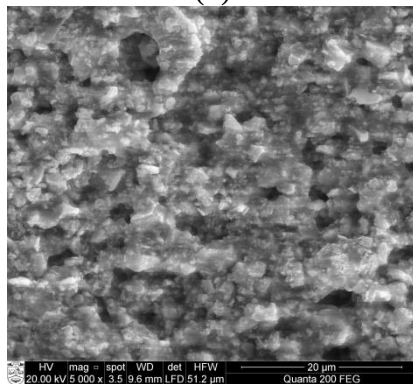
(a)



(b)



(c)

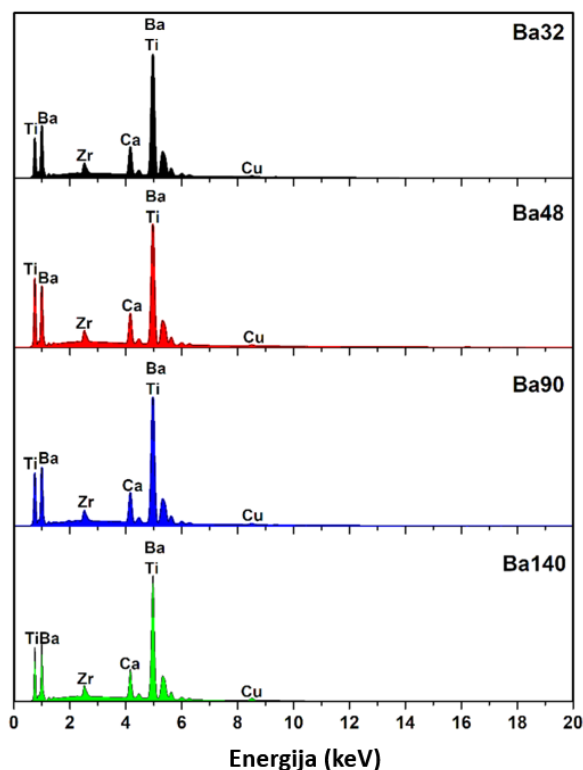


(d)

3.8 pav. Bandinių SEM nuotraukos: (a) Ba32 (b) Ba48 (c) Ba90 ir (d) Ba140

3.8 pav. matyti, kad visuose bandiniuose matomos labai mažos kristalinės struktūros ir jų sandaupos. Pavyzdžiui, Ba32 (3.8 pav., a) paviršiuje yra keletas ertmių, kurių grūdelių dydis svyruoja nuo 0,2 μm iki 7,2 μm . Bandiniai Ba48 ir Ba90 turi panašias paviršiaus savybes. Tačiau bandinyje Ba140 matomas ganėtinai lygus paviršius, turintis tik keletą sandaupų, o grūdelių dydis nuo 0,2 μm iki 2 μm .

Junginių cheminė sudėtis ištirta rentgeno spindulių energijos dispersijos (EDX) spektrometru. Spektrai pateikti 3.9 pav.



3.9 pav. Bandinių rentgeno spindulių energijos dispersijos spektrai

Elementų C, O, Ca, Ti, Zr, Br ir Cu procentinės dalys junginiuose yra pateiktos 3.4 lentelėje. EDX analizės rezultatai sutampa su rentgeno spindulių difrakcijos ir FTIR duomenimis.

3.4 lentelė. Stechiometrinė junginių sudėtis

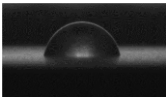
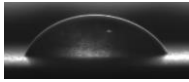
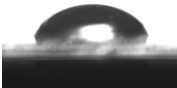
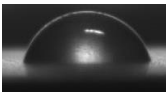
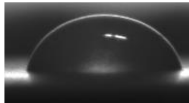
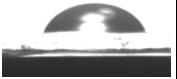
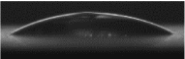
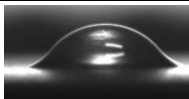
Cheminis elementas	Svoris (%)			
	Ba32	Ba48	Ba90	Ba140
Anglis	13,10	18,81	15,13	16,03
Deguonis	38,87	40,12	39,54	39,84
Kalcis	3,89	3,60	3,74	3,60
Titanas	19,46	16,21	18,64	18,23
Cirkonis	2,45	2,20	2,16	2,34
Baris	21,47	18,38	19,84	18,57
Varis	0,72	0,63	0,93	1,35
Suma	100	100	100	100

3.3.4. Paviršiaus hidrofobinių savybių tyrimas

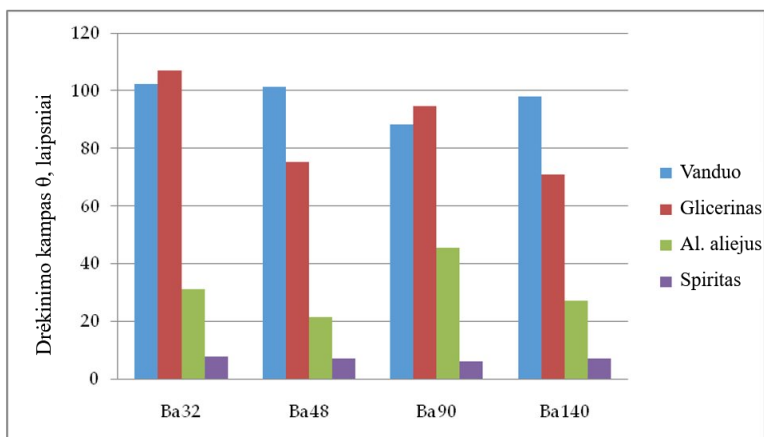
Bandinių paviršiaus hidrofobiškumui nustatyti naudotas Zismano metodas, įvertinant kietojo kūno paviršiaus kritinį įtempį išmatavus kontaktinį kampą θ .

Kontaktinis kampas θ_c yra kampas tarp skysčio lašo liestinės trifazio kontakto taške ir paviršiaus. Taigi, bandinių paviršiaus kritinis įtempis buvo nustatytas pagal kohezijos ir adhezijos jėgų sąveiką tarp skysčio ir kietosios medžiagos, stebint ant pjezokeramikos kompozito bandinių Ba32, Ba48, BA90 ir Ba140 paviršių ir skirtingų skysčių elgseną (žr. 3.5 lentelę).

3.5 lentelė. Skirtingų skysčių lašelių vaizdai ant bešvinės pjezokeramikos bandinių

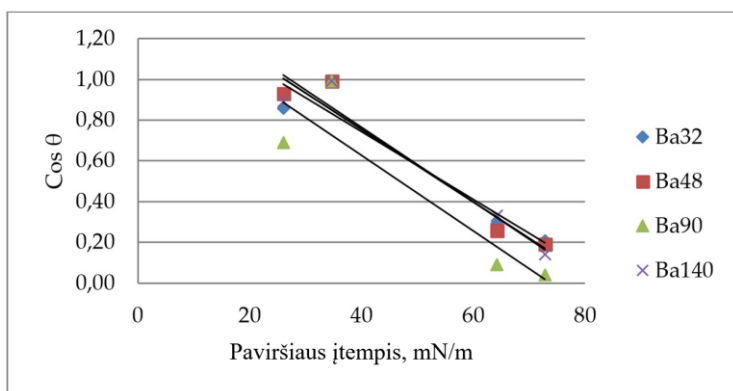
Nr	Skystis	Ba32	Ba48	Ba90	Ba140
1.	Distiliuotas vanduo				
2.	Glicerinas				
3.	Alyvuogių aliejus				
4.	Spiritas				

Siekiant gauti patikimus rezultatus, buvo atlikti penki pakartotiniai kiekvieno bandinio drėkinimo kampo matavimai. Nustatyta 0,31–0,98 laipsnio paklaida. Vidutiniai drėkinimo kampo matavimo duomenys pateikti 3.10 pav. Taigi, visi bandiniai pasižymi hidrofiliniu paviršiumi, su dideliu drėkinimo laipsniu ir stipria skysčių (glicerino, alyvuogių aliejaus ir spirito) sąveika su dangos paviršiumi. Visi bandiniai su vandeniu pasižymėjo hidrofobinėmis savybėmis, drėkinimas buvo nedidelis, o kietosios medžiagos ir skysčio sąveika silpna.



3.10 pav. Drėkinimo kampo matavimo rezultatai

Atliekant Zismano tyrimą, kontaktinio kampo kosinusas braižomas pagal atitinkamo skysčio paviršiaus įtempį. Ekstrapoliuoto paviršiaus įtempio vertė, kai $\cos\theta = 1$, (kontaktinis kampas = 0°), vadinama paviršiaus kritiniu įtėpiu σ_{krit} .



3.11 pav. Paviršiaus kritinių įtėpių nustatymas naudojant Zismano metodą

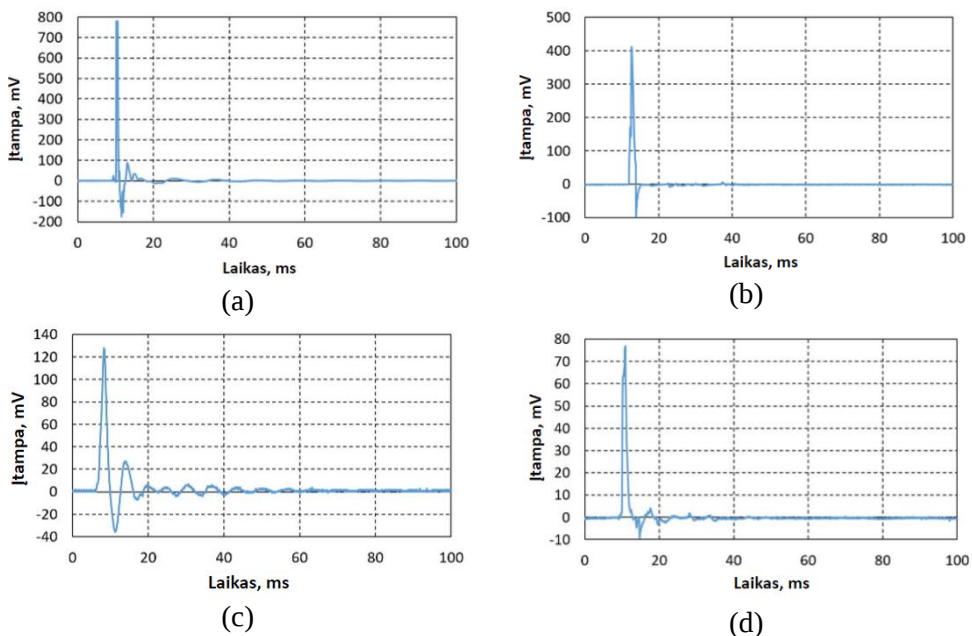
3.11 pav. matyti, kad bandinių paviršiaus kritiniai įtėpiai yra tokie: Ba32 bandinio $\sigma_{krit}=24,69$ mN/m, Ba48 – $\sigma_{krit}=27,20$ mN/m, Ba90 – $\sigma_{krit}=20,05$ mN/m ir Ba140 – $\sigma_{krit}=26,38$ mN/m. Šios vertės dažnai įvardijamos kaip paviršiaus laisvoji energija. Skysčių sąlyčio kampas priklauso nuo medžiagos ir jos cheminės prigimties. Tarpfazinis tipas, paviršiaus tekstūra, šiurkštumas turi tiesioginį poveikį pjezokeramikos paviršiaus drėkinimui.

3.3.5. Pjezoelektrinių savybių tyrimas BCZT kompozituose

Siekiant maksimalaus pjezoelektrinio efekto, naujų bešvinių pjezokeramikos bandinių Ba32, Ba48, Ba90 ir Ba140 sintezei panaudota patirtis, įgyta gaminant PZT nanokompozitus. Siekiant įvertinti bandinių tiesioginį pjezoelektrinį efektą,

bandiniai buvo žadinami naudojant 5N amplitudės mechaninį impulsą, o įtamos charakteristikos užregistruotos USB osciloskopu „PicoScope“. Įtampa matuota atviroje grandinėje. Pagaminti BCZT elementai generavo nuo 78mV iki 782mV įtampą (3.12 pav.).

Iš 3.12 pav., a, pateiktų rezultatų matome, kad Ba32 mėginys generuoja didžiausią įtampą – 782 mV. Bandinys Ba48 (3.12 pav., b) generuoja 410 mV, Ba90 bandinys (3.12 pav., c) – 130 mV, o Ba140 bandinys (3.12 pav., d) 76 mV. Gauti eksperimentiniai duomenys parodė, kad gauti rezultatai reikšmingai skiriasi, palyginti su ankstesniais tyrimais, aprašytais 2 skyriuje, t. y. generuojamos įtamos skirtumas yra akivaizdus, palyginti su PZT pagrindu, pagamintu nanokompozitu, kurio tyrimai aprašyti antrajame skyriuje, o generuojamas elektrinis potencialas siekia tik apie 3,5 mV.

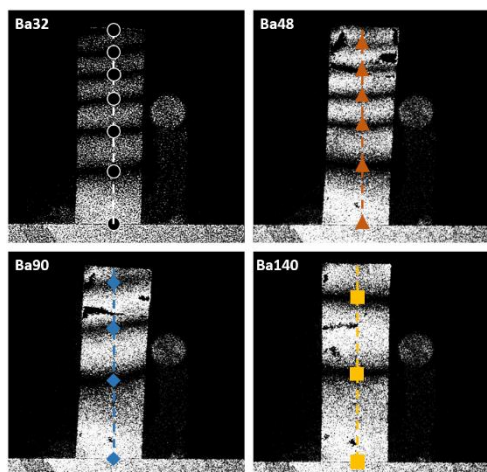


3.12 pav. Bandinių generuojama įtampa: (a) Ba32, (b) Ba48, (c) Ba90 ir (d) Ba140

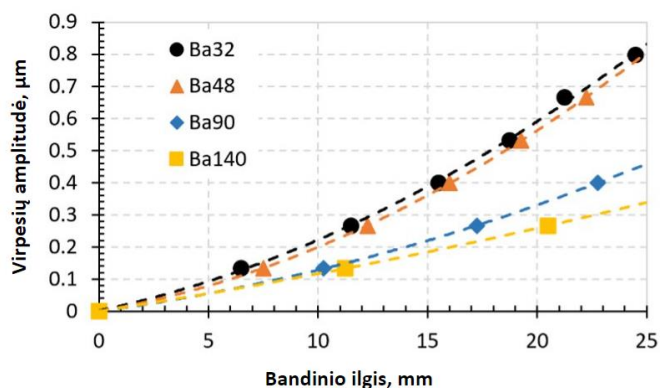
Vienas iš svarbiausių parametų tiriant BCZT kompozito pjezoelektrines savybes yra tamprumo modulis. Jis nurodo medžiagos atsparumą tempimui. Eksperimentiniai rezultatai parodė, kad tamprumo modulis yra nuo 0,8 iki 1,25 Gpa, priklausomai nuo dangos storio. Ši vertė yra labai panaši į PMMA tamprumo modulį – 1,8–3,1 Gpa. Gryno BCZT tamprumo modulis yra apie 118 Gpa [140]. Gauti rezultatai sutampa su moksline literatūra, kurioje teigiama, kad medžiaga, pasižyminti mažesniu tamprumo moduliu, pasižymi didesniu pjezoelektriniu koeficientu [144].

Atvirkštiniam pjezoelektriniam efektui įvertinti panaudotas elektroninės spektų interferometrijos metodas, t. y. išmatuotas bandinių atsakas į elektrinį

periodinį žadinimą. Eksperimento metu monitoriuje buvo stebimos tipinės laike suvidurkintų speklų interferogramos. Vaizdai pateikti 3.13 pav., kur apskritimais, trikampiais, rombais ir kvadratais pažymėtos virpesių amplitudės skaičiavimo vietos.



(a)



(b)

3.13 pav. Laike suvidurkintų speklų interferogramos (a) ir grafikas, vaizduojantis skirtingų bandinių virpesių amplitudžių priklausomybes nuo gembės ilgio (b)

Iš suvidurkintų speklų interferogramų (3.13 pav., a) matome, kad apatiniame taške įtvirtinti (balta, plati zona) bandiniai vibruoja normaline plokštumai kryptimi pirmąja nuosavų virpesių forma (interferencinės juostos lygiagrečios tarpusavyje ir su tvirtinimo linija). Rezultatai, pateikti 13 pav., b, rodo, kad mažiausiu jautrumu pasižymi Ba140 bandinys, o didžiausias užfiksuotas bandinio Ba32 mechaninis atsakas. Šie rezultatai patvirtina ir tiesioginių pjezoelektrinių savybių tyrimo rezultatus.

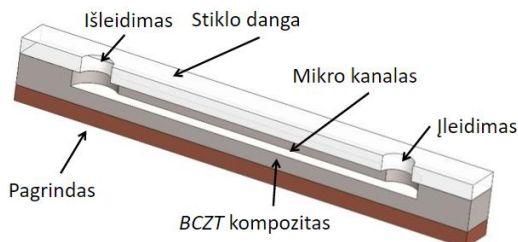
Sukurtas bešvinis BCZT nanokompozitas pasižymi geromis pjezoelektrinėmis savybėmis mikrometrinio storio plėvelėse. Todėl jis gali būti naudojamas dalelių

rūšiavimui ir valdymui įvairiuose skysčiuose, naudojant aukšto dažnio virpesius, vadinamus akustoforeze.

3.4. Dalelių valdymas mikrokanaluose suformuotose BCZT kompozito pagrindu

3.4.1. Mikrokanalo, skirto dalelių manipuliavimui, kūrimas

Kuriamo mikroskystinio elemento, skirto dalelių srautui valdyti, veikimas bus grįstas tūrinių akustinių bangų principu (BAW). Kuriamame elemente dėl BCZT kompozito, pasižyminčio pjezoelektrinėmis savybėmis, bus generuojamos tūrinės akustinės bangos ir sukuriamas rezonansas mikrokanaluose. Mikroskystinio įrenginio prototipas, sukurtas BZT kompozito pagrindu, pavaizduotas 3.14 pav.



3.14 pav. Mikroskystinis įrenginio prototipas sukurtas BZT kompozito pagrindu

Sukurto mikroskystinio įrenginio prototipą sudaro pagrindas, ant jo užneštas bešvinio pjezoelektriko sluoksnis su jame suformuotu mikrokanalu (3.14 pav.). Sukurto BCZT pagrindu mikroskystinio prietaisas susideda iš pagrindo ir pagrindo viršuje užnešto BCZT kompozito sluoksnio, kuriame suformuotas mikrokanalas (3.14 pav.). Stiklinis dangtelis su įleidimo ir išleidimo angomis uždengia mikrokanalą. Mikrokanalo plotis 350 μm , aukštis – 100 μm , o ilgis – 20 mm. Jis buvo suformuotas naudojant terminį įspaudą, pagrįstą aukšto dažnio virpesiais. Šio mikroskystinio prietaiso veikimas pagrįstas akustoforezės principu (3.15 pav.)

Mikrokanalą sudaro skysčio įleidimo ir išleidimo jungtys. Skystyje esančios mikrodalelės fokusuojamos mikrokanalo viduryje naudojant tūrinės akustinės bangos (3.15 pav., b), t. y. dalelės juda link mikrokanalo centro, kur yra mažiausias akustinės bangos slėgis, kai mikrokanalo žadinimas parinktas taip, kad susidarytų $\lambda/2$ formos stovinti slėgio banga (3.15 pav., b). Rezonancinį dažnį galima nustatyti pagal formulę [145]:

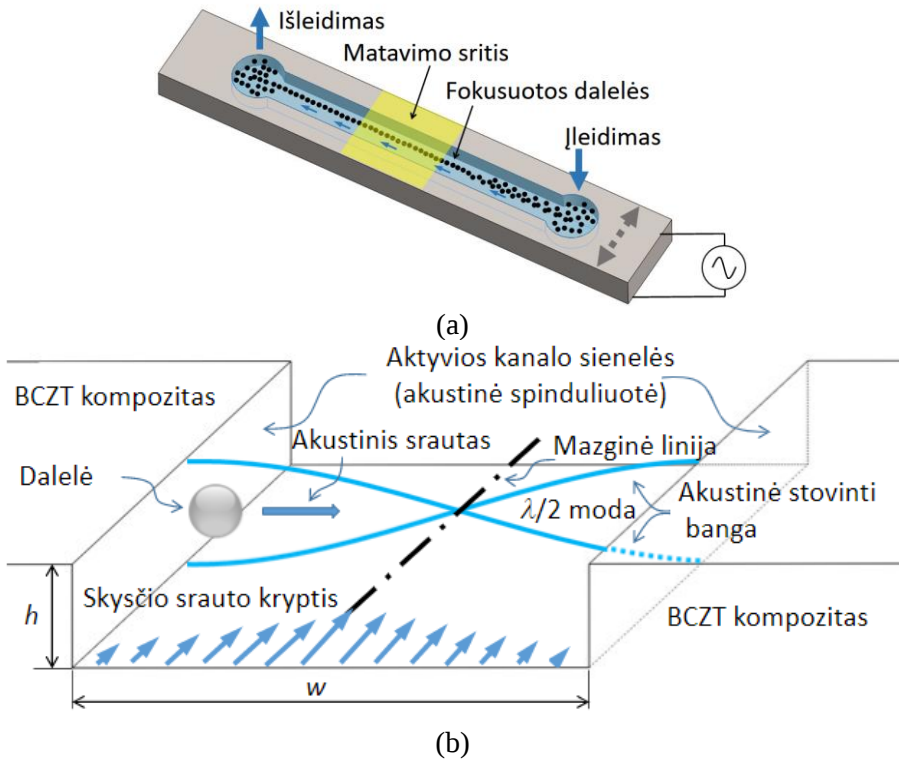
$$f = \frac{c}{\lambda}, \quad (22)$$

čia c – garso greitis skystyje, λ – bangos ilgis [145]. Garso greitį skysčiuose galima įvertinti pagal formulę:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}, \quad (23)$$

čia K – tūrinio tamprumo modulis (N/m^2), ρ – tankis (kg/m^3). Taigi, teorinis tūrinis tamprumo modulis yra $K=2,15 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$, o tankis $\rho=999,8 \text{ kg/m}^3$. Garso greitis vandenyje yra $c=1466,4 \text{ m/s}$. Bangos ilgis λ tiesiogiai priklauso nuo mikrokanalo

pločio w , t. y. mikrokanalo plotis turi būti lygus pusei garso bangos ilgio $\lambda/2=w$. Šiuo atveju mikrokanalo plotis yra $w=350\mu\text{m}$. Taigi, rezonanso dažnis, reikalingas dalelėms sufokusuoti mikrokanalo viduryje (kaip parodyta 3.15a pav. matavimo srityje), yra $f = 2,1 \text{ MHz}$.



3.15 pav. Mikrokanalo 3D vaizdas (a) ir jo veikimo principas (b)

Norint įvertinti skysčio dinamiką, t. y. srautas yra laminarinis ar turbulentinis, reikia apskaičiuoti Reinoldso skaičių. Laminarinis srautas pasižymi tolygiu dalelių judėjimu skystyje, priešingai nei turbulentinis, kai dalelių judėjimas yra netaisyklingas – atsitiktinis. Reinoldso skaičius yra santykis tarp inercinių ir klampos jėgų ir parodo perėjimą nuo laminarinio prie turbulentinio režimo. Reinoldso skaičius mikroskystinėje sistemoje apibrėžiamas taip [146]:

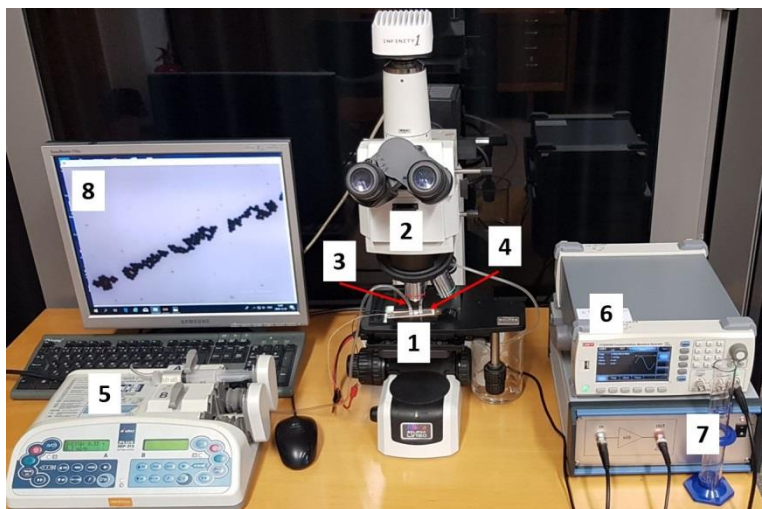
$$Re = \frac{\rho u D_H}{\mu}, \quad (24)$$

čia ρ yra skysčio tankis, u – skysčio srauto greitis (m/s), D_H yra hidraulinis mikrokanalo skersmuo (m) ir μ – dinaminė klampa (Ns/m^2). Tyrimams pasirinktas skysčio srautas yra $v = 5 \mu\text{L/min}$. Skysčio srauto greitį u galima apskaičiuoti pagal formulę $u = \frac{v}{A}$, čia A – mikrokanalų skerspjūvio plotas (m^2). Todėl $u = 0,00238 \text{ m/s}$. Vandens tankis, esant 20°C temperatūrai, yra $\rho = 998,19 \text{ kg/m}^3$, o jo dinaminė klampa $\mu = 0,0010005 \text{ Ns/m}^2$. Hidraulinis skersmuo nustatomas pagal formulę $D_H = \frac{4A}{P}$, čia A – mikrokanalų skerspjūvio plotas (m^2) ir P – mikrokanalo perimetras.

Todėl hidraulinis skersmuo yra $D_H=156 \cdot 10^{-6}$ m. Galiausiai, įrašant visas reikšmes į formulę (23), Reinoldso skaičius yra 0,37, o tai parodo, kad srautas yra laminarinis ir turbulencija nevyksta. Įprastai dėl mažų mikrokanalų matmenų R_e yra mažesnis nei 100, o dažnu atveju net mažesnis nei 1,0.

3.4.2. Dalelių srauto mikrokanale eksperimentinis tyrimas

Eksperimentiniam dalelių valdymo tyrimui atlikti mikrokanale buvo sudarytas eksperimentinis stendas (3.16 pav.). Mikroskystinė sistema, kurios veikimas grįstas tūrinėmis akustinėmis bangomis, buvo prijungta prie skysčių dozatoriaus („Aitecs PLUS SEP -21S“, „Viltechmeda“, Vilnius, Lietuva). Panaudotas skystis per išleidimo jungtį išleidžiamas į atskirą indą. Akustinėms bangoms generuoti buvo naudojamas signalų generatorius (UNI-T UTG2025A, „Uni-Trend Technology“, Dongguan, Kinija) ir linijinis aukštos įtampos stiprintuvas („FLC Electronics A400“, „Pendulum Instruments“, Drottningsskar, Švedija). Dalelių srautas mikrokanaluose buvo stebimas mikroskopu („Nikon ECLIPSE LV150“) ir analizuojamas „Infinity“ programa.

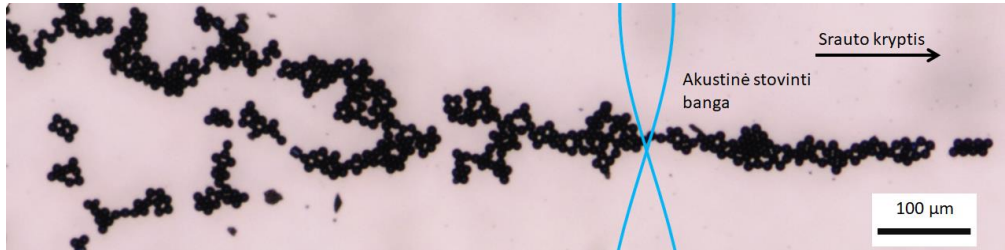


3.16 pav. Mikroskystinio prietaiso testavimo sistemą sudaro (1) mikroskystinis elementas, (2) mikroskopas „Nikon ECLIPSE LV150“, (3) skysčio padavimo jungtis, (4) skysčio išleidimo jungtis, (5) skysčių dozatorius „Aitecs PLUS SEP – 21S“, (6) signalų generatorius UNI-T UTG2025A, (7) aukštos įtampos linijinis stiprintuvas „FLC Electronics A400“ ir (8) monitorius

Remiantis skysčių mechanikos principais, kai mikrokanaluose stebimas slėgio sukeltas laminarinis srautas, skysčio greitis prie sienelių lygus 0 (neslystanti ribinė sąlyga). Srauto proceso metu, esant mikrokanalui, didelės apimties akustinės bangos sukuria parabolinį greičio profilį (3.17 pav.) su sutelktomis 10 μ m skersmens polistireno dalelėmis. Srautas buvo 5 μ L/ min greičio.

Dalelių srautui imituoti mikrokanaluose naudota „Comsol Multiphysics“ programinė įranga. Skysčio paleidimas per mikrokanalą buvo atliktas slėgio srautu,

kur skystis per mikrokanalą pumpuojamas siurbliais. Remiantis skysčių mechanikos dėsniais, kai mikrokanale stebimas slėgiu valdomas laminarinis srautas, skysčio greitis prie sienelių turi būti lygus 0. Ši sąlyga srautą mikrokanale sukoncentruoja į parabolinio greičio profilį (15 pav.) su fokusuotomis 10 μm skersmens polistireno dalelėmis. Srauto greitis 5 $\mu\text{L}/\text{min}$.



3.17 pav. Mikrokanale sufokusuotos dalelės (skalės dydis 100 μm)

Eksperimentiniai duomenys parodė, kad, naudojant 1,89 MHz dažnio tūrinės akustinės bangas, polistireno dalelės sufokusuojamos mikrokanalo centre. Dėl didesnio BCZT kompozito sluoksnio ir didesnio mikrokanalo pločio gautas eksperimentinis dažnis yra apie 11% mažesnis, palyginti su teoriniu.

3.5. Išvados

Trečiajame skyriuje aprašytas bešvinės BCZT nanokompozitinės medžiagos sintetinimas ir atlikti tyrimai leidžia teigti, kad:

1. Eksperimentiniai FTIR ir XRD rezultatai patvirtino, kad susintetinta BCZT nanokompozitinė medžiaga. Remiantis XRD duomenimis, apskaičiuotas vidutinis kristalito dydis $0,72 \pm 0,05 \mu\text{m}$ leidžia patvirtinti BCZT nanodalelių susidarymą. FTIR rezultatai parodė, kad BCZT sluoksnio storis neturi įtakos cheminei sudėčiai bei vidiniams tarpmolekuliniams ryšiams, t. y. visų keturių bandinių absorbcijos smailės buvo vienodos arba labai panašios, esant tokiam pačiam tarpmolekulinių ryšių virpesių režimui, pasislenka link mažesnių bangų ir didelės energijos, todėl daroma išvada, kad BCZT plėvelės sluoksnio storis neturi įtakos vidinei struktūrai.

2. Tyrimai SEM mikroskopu parodė, kad plonuose plėvelių sluoksniuose, sudarytuose iš pagaminto BCZT nanokompozito, paviršiuje yra mažų ertmių, kurių diametras svyruoja nuo 0,2 μm iki 7,2 μm , tačiau, terminio formavimo būdu gaminant mikroskystinius elementus, šios mikroertmės yra užpildomos naudojant gretimose zonose esančią nanokompozitinę medžiagą.

3. Paviršiaus hidrofobinių savybių tyrimai parodė, kad bandiniai pasižymi hidrofilinėmis savybėmis, t. y. stipriomis sąveikomis tarp skysčių ir kietųjų medžiagų. Visų bandinių apskaičiuoti paviršiaus kritiniai įtempiai buvo panašūs, o jų reikšmės svyravo nuo 20,05 mN/m iki 27,20 mN/m.

4. Pjezoelektrinių savybių tyrimai parodė reikšmingus naujo bešvinio pjezoelektrinio nanokompozito rezultatus, t. y. esant 5 N mechaniniam impulsui, pjezoelektrinės plėvelės sluoksnis generuoja nuo 76 mV iki 782 mV elektrinį potencialą, kuris priklauso nuo suformuoto bandinio storio (atitinkamai 70 μm ir

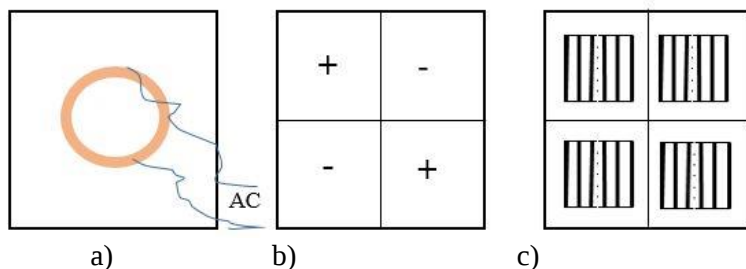
109 μm). Taip pat eksperimentiniai rezultatai parodė, kad bandinių Jungo modulis yra labai mažas, tik 0,8–1,25 GPa, todėl piezoelektriniai koeficientai yra daug didesni, palyginti su kitomis medžiagomis.

5. Eksperimentiniai duomenys buvo integruoti skaitmeniniuose modeliuose, siekiant sukurti mikrokanalų baigtinių elementų modelį, kurio veikimas pagrįstas tūrinių akustinių bangų generavimu. Šiuo tikslu suprojektuotame mikrokanale skysčio tekėjimas bus laminarinis ($Re = 0,37$). Eksperimentiniai duomenys parodė, kad, generuojant 1,89 MHz dažnio tūrines akustines bangas, polistireno mikrodalelės sufokusuojamos centrinėje mikrokanalo linijoje. Eksperimentinis dažnis 11% mažesnis, palyginti su teoriniu.

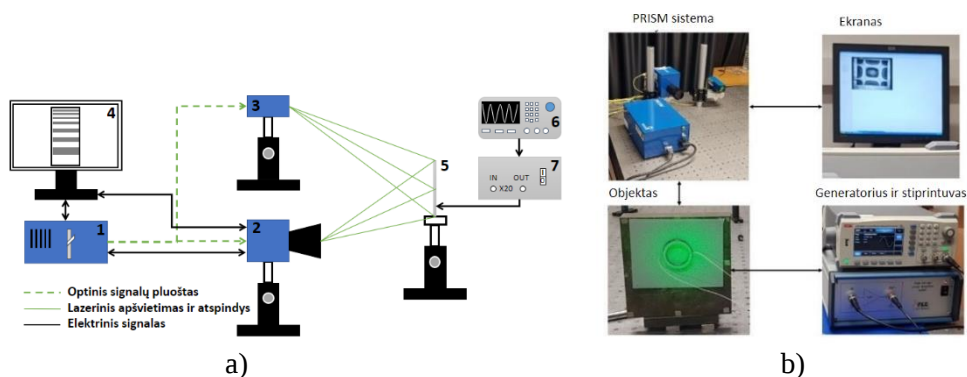
IV. MIKROSKYSTINIŲ ELEMENTŲ SISTEMOS FORMAVIMAS IR SKYSČIŲ DINAMIKOS JOSE TYRIMAS

4.1. Mikrokanalų sistemos formavimo polikarbonato plokštelėje metodologija

Formuojant mikrokanalų masyvus polikarbonato plokštėje, siekiant užtikrinti atspaudų proceso efektyvumą ir pakankamai aukštos kokybės gautų kanalų geometriją, jų vietos schemą ant PC plokštės reikia pasirinkti pagal plokštelės virpesių formas. Todėl mikrokanalų matricos yra įspaustos tokiose vietose, kur normalinė virpesių amplitudė yra minimali, o tangentiniai virpesiai būtų maksimalūs. Taikant šią metodiką, suformuojama pakankamai aukštos kokybės mikrokanalų sistema, kuri garantuoja pakankamai geras sąlygas skysčio srautui mikrokanaluose. Taigi pirmiausia reikia nustatyti reikiamą plokštelės virpesių režimą ir amplitudes, kurios būtų tinkamos mikrokanalų masyvų formavimui ir veikimui. Polikarbonatinės plokštelės virpesiams generuoti naudojamas pjezokeraminis žiedas, pritvirtintas prie jo apatinio paviršiaus. Žadinamas pjezokeraminis žiedas dėl atvirkštinio pjezoefekto generuoja polikarbonatinės plokštelės virpesius. Pirmiausia parenkama tinkama polikarbonato plokštelės geometrija, po to, pasirenkant reikiamą sužadavimo dažnį, nustatomi virpesių režimai, kurių maksimalių virpesių zonos sutampa su formuojamų mikrokanalų masyvų pozicijomis. Polikarbonato plokštelės su pritvirtintu pjezokeraminiu žiedu schema ir suformuotais mikrokanalais pavaizduota 4.1 ir 4.2 pav.

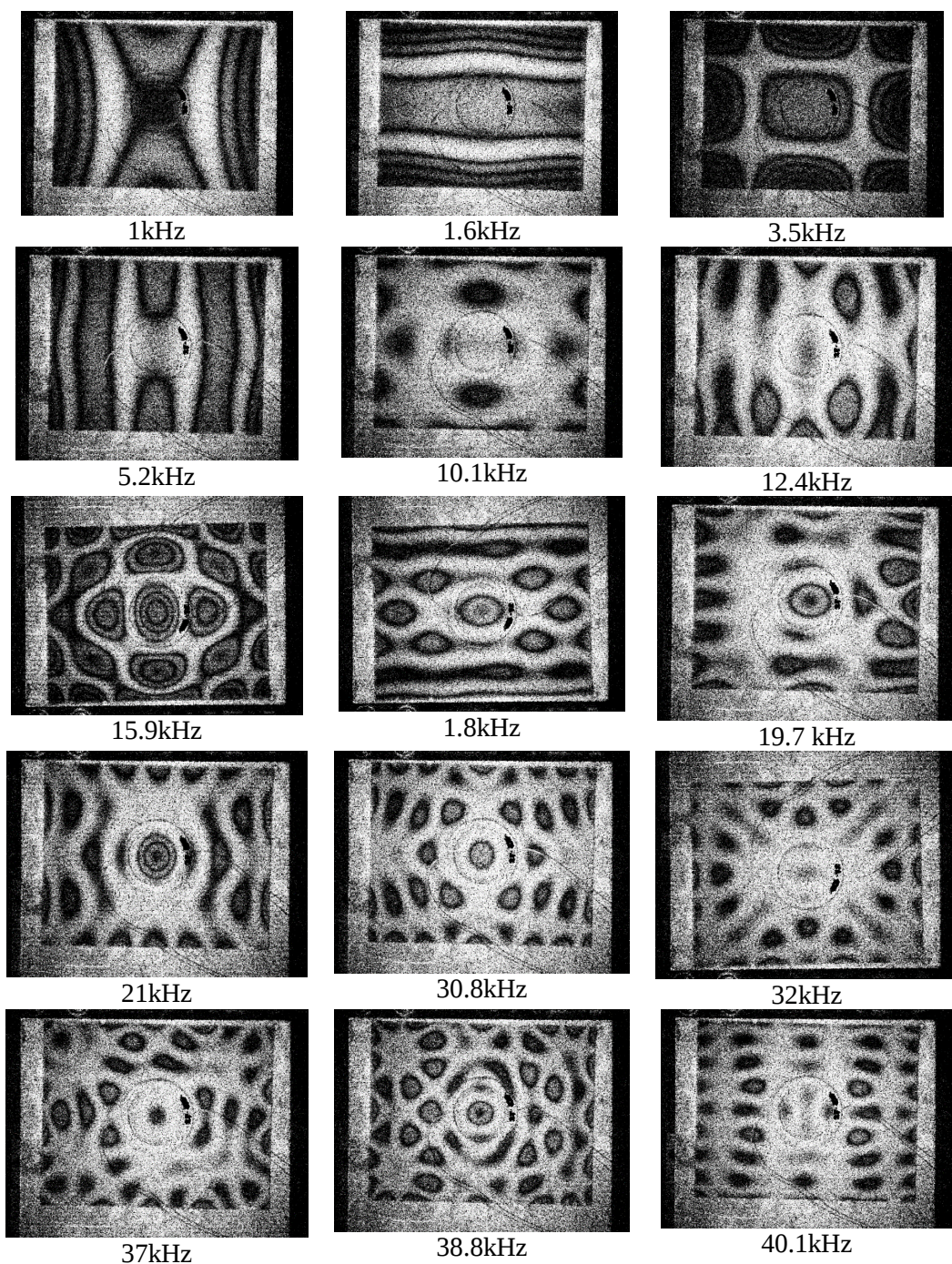


4.1 pav. Mikrokanalų sistemos, veikiančios akustinių bangų principu, schema: a – polikarbonato plokštelė su priklijuotu pjezokeraminiu žiedu, b – plokštelės virpesių forma (2x2), c – mikrokanalų masyvo vietos ir orientacijos modelis



4.3 pav. PRISM sistema: (a) funkcinė schema (1 – valdymo blokas, 2 – kamera, 3 – žalios šviesos bangos lazeris, 4 – monitorius, 5 – pavyzdys, 6 – signalų generatorius UNI – T UTG2025A ir 7 – aukštos įtampos linijinis stiprintuvas „FLC Electronics A400“) ir (b) PRISM sistemos nuotraukos

Analizuojama PC plokštelė (5) yra pritvirtinta prie stabilaus pagrindo keturiuose kampuose gumine lipnia juosta, leidžiančia izoliuoti PC plokštelės virpesius nuo pagrindo, siekiant įvertinti tik plokštelės dinamines savybes. Tai yra itin svarbu siekiant tiksliai nustatyti PC plokštelės virpesio formas, pobūdį ir žadinimo dažnį. Plokštelė, apšviesta PRISM sistemos lazeriu, pradeda vibruoti, kai pjezokeraminis žiedas žadinamas kintamosios srovės elektros signalu, o plokštelės virpesių formos stebimos PRISM sistemos monitoriuje realiu laiku. Užfiksuotos pagrindinės rezonansinės formos pateiktos 4.4 pav.



4.4 pav. PC plokštelės virpesių formos ir dažniai

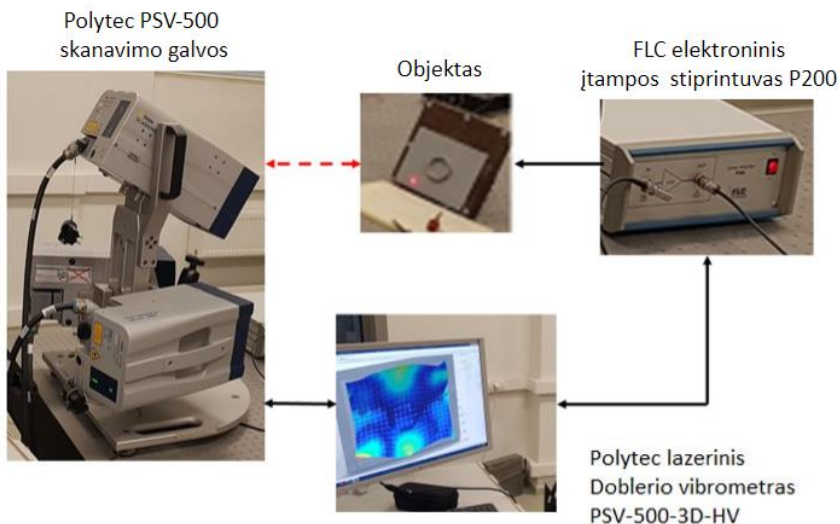
Remiantis gautais vaizdais (4.4 pav.), t. y. pagal virpesių formų pikų išsidėstymą, galima parinkti mikrokanalų sistemų formavimo vietas. PRISM sistema

atliekami matavimai turi ir vieną trūkumą, t.y. fiksuoja virpesių amplitudę normaline bandinio paviršiui kryptimi, tai neleidžia įvertinti tangentinų virpesių pobūdžio ir amplitudės. Remiantis eksperimentine praktika galima teigti, kad 3,5kHz, 19,7kHz ir 40,1 kHz dažniai gali būti tinkami tūrinėms akustinėms bangoms generuoti, nes šiose interferogramose stebimų virpesių formų pikai ir mazgai yra išsidėstę taisyklingai, o atitinkamose zonose tangentiniai virpesiai bus maksimalūs. Todėl, siekiant maksimaliai tiksliai parinkti dažnius ir mikrokanalų formavimo vietas, papildomai atlikti matavimai sistema „Polytech“.

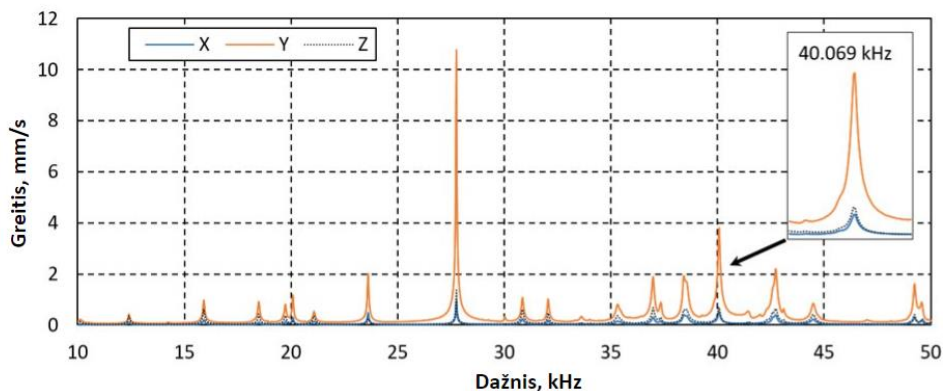
4.2.2 PC plokštelės virpesių režimų analizė naudojant „Polytech“ vibrometrą

Skenuojamasis lazerinis vibrometras „Polytech PSV-500-3D-HV“, kurio funkcinė schema parodyta 4.5 pav., leidžia 3D vizualizuoti virpesių formas. Lazerinis doplerio vibrometras užtikrina didžiausią poslinkio ir greičio skiriamąją gebą ir išlaiko pastovią matavimo amplitudę iki labai aukštų dažnių diapazonų – net viršijančių 1 GHz. Šios savybės nepriklauso nuo matavimo atstumo, todėl šis principas gali būti taikomas tiek mikroskopiniu lygiu, tiek dideliems objektams. Lazero spindulys, skirtingai nei keitiklis – vykdikliai, neturi jokio poveikio bandiniui, todėl matavimus galima atlikti itin mažose ir itin lengvose konstrukcijose, nedarant įtakos analizuojamo objekto kraštinėms sąlygoms.

Naudojant šią sistemą, buvo ištirtos tos pačios PC plokštelės virpesių formos ir gauti rezultatai pateikti 4.6, 4.7 pav.

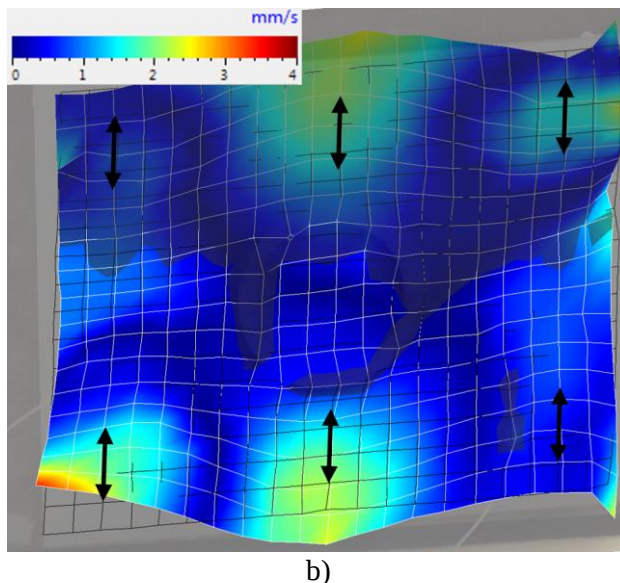


4.5 pav. Eksperimente naudojamos matavimo sistemos „Polytech“ lazerinis doplerio vibrometras PSV-500-3D-HV



4.6 pav. Polikarbonato plokštelės amplitudės ir dažnio charakteristika

Palyginus PRISM sistemos ir „Polytech“ vibrometro analizės rezultatus, galima daryti išvadą, kad 40 kHz rezonansinio dažnio virpesių forma yra tinkamiausia kuriamai sistemai, kurios veikimas grįstas tūrinėmis akustinėmis bangomis. Tai yra šios virpesių formos amplitudė normaline paviršiui kryptimi yra minimali, o plokštelės paviršiaus kryptimi yra didžiausia. Tačiau tai nėra vienintelis dažnio parinkimo argumentas, nes didelės amplitudės tangentiniai virpesiai pastebimi ir esant kitiems dažniams, pavyzdžiui, 20kHz, 27,5kHz ir kt. Tangentinių virpesių forma parinkta taip, kad maksimali amplitudė būtų mikrokanalų formavimo zonoje, t. y. sudarytą matricą 3x3, kaip pavaizduota 4.7 pav.

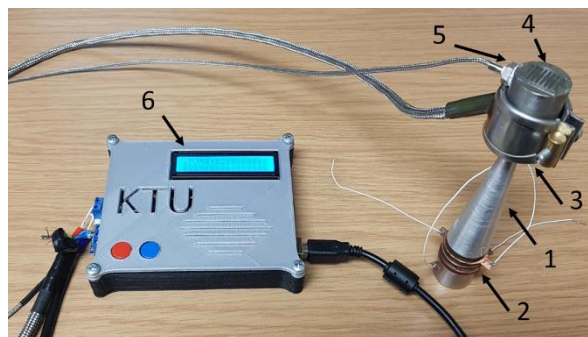


4.7 pav. Tangentiniai polikarbonato plokštelės virpesiai žadinant 40kHz dažniu

Naudojant šiuos duomenis (4.6 ir 4.7 pav.) galima tikslingai parinkti mikrokanalų orientaciją ir formavimo vietas, t.y. mikrokanalai bus formuojami rodyklėmis pažymėtose vietose taip, kad mikrokanalai būtų statmeni virpesių kryptčiai. Tai užtikrins didžiausią tūrinių akustinių bangų efektyvumą valdant mikrodaleles.

4.3. Mikrokanalų masyvo vibracinė-terminė formavimo technologija

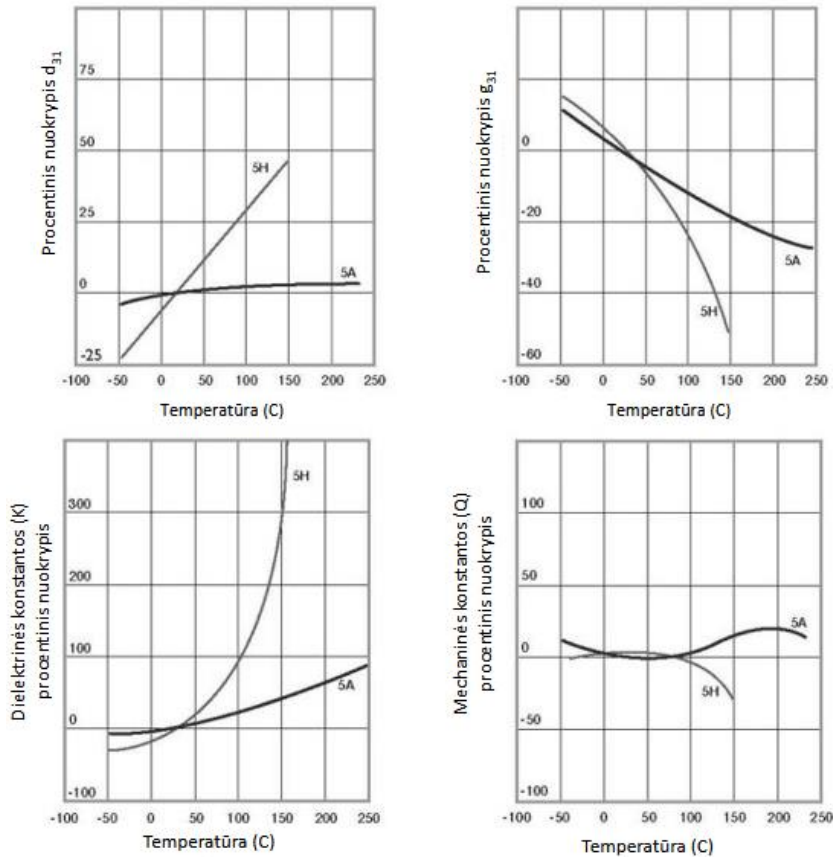
Mikrokanalams formuoti buvo patobulintas 2.3 skyriuje aprašytas vibracinis-terminis periodinių mikrokanalų sistemos terminio formavimo įrenginys, pridėdant temperatūros kontrolę ir normalinių virpesių amplitudės stiprinimą. Periodinių mikrostruktūrų terminio formavimo įrenginį (4.8 pav.) sudaro virpesių koncentratorius, skirtas pjezokeraminių žiedų PZT-5A išilginiams virpesiams sustiprinti. Prie koncentratoriaus galo pritvirtintas pagrindinis masės elementas su mikrokanalų sistemos šablonu, naudojamu terminiam formavimui. Kadangi mikroperiodinės struktūros yra formuojamos termoplastikuose, šampo šildymui naudojamas žiedinis kaitinimo elementas. Temperatūrai reguliuoti naudojamas termoelementas ir specialiai sukurtas valdiklis, užtikrinantis temperatūros režimus, kurio paklaida yra 1 °C.



4.8 pav. Periodinių mikrostruktūrų vibracinio-terminio formavimo įrenginys: 1 – koncentratorius, 2 – pjezokeraminiai žiedai, 3 – kaitinimo elementas, 4 – atspaudas su mikroperiodine struktūra, 5 – termoelementas, 6 – temperatūros valdymo blokas

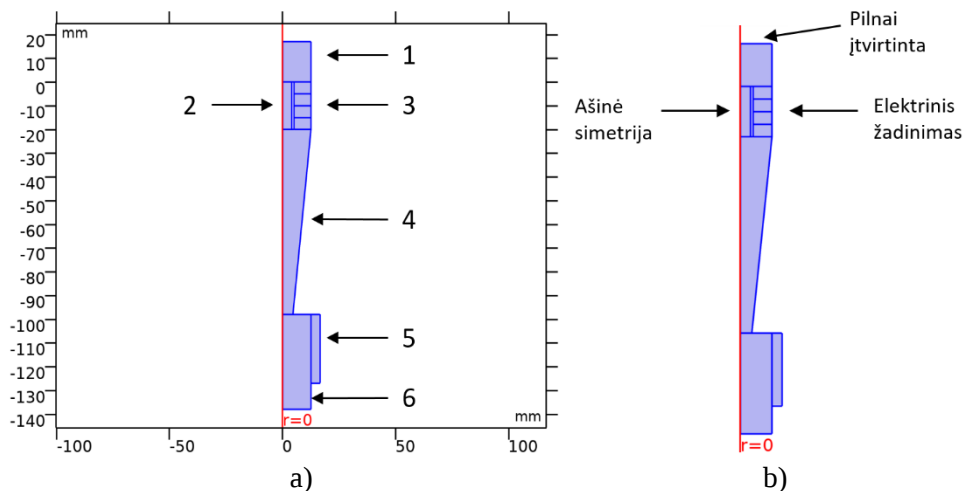
Aukšto dažnio išilginiai virpesiai (normaliniai formuojamo paviršiaus atžvilgiu) naudojami iki stiklėjimo temperatūros įkaitinto polimero formavimui. PZT-5A pjezokeraminiai žiedai yra aktyvūs elementai, naudojami aukšto dažnio virpesiams generuoti. Ši keramika pasirinkta dėl savo savybių stabilumo iki 150 °C temperatūros. PZT-5A pjezokeramikos savybių priklausomybės nuo temperatūros pateiktos 4.9 pav. Įtempiams, kuriuos pjezoelektrinėje medžiagoje generuoja elektrinis laukas, yra lygūs elektrinio lauko ir pjezoelektrinės konstantos d verčių sandaugai, todėl pjezoelektrinės konstanta d yra bene svarbiausias pjezoelektrinės medžiagos parametras. Kaip matome iš 4.9 pav., temperatūrų nuo 0°C iki 225°C d_{31} konstanta pakinta tik 5 procentais. Taip, nepriklausomai nuo mikrostruktūros formavimo temperatūros, kuri paprastai yra artima plastiko stiklėjimo temperatūrai (nuo 80°C

iki 150°C), yra užtikrinama, kad sukonstruotas vibracinio – terminio formavimo įrenginys pasižymės tokiais pačiomis mechaninėmis, elektrinėmis ir dinaminėmis savybėmis.

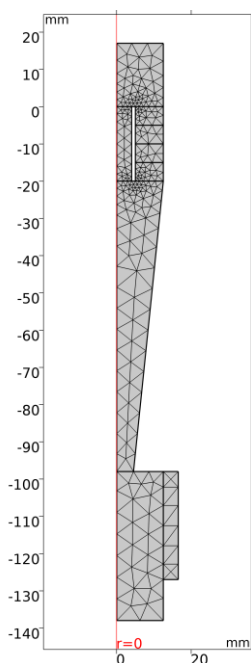


4.9 pav. PZT-5A medžiagos pjezoelektrinių savybių priklausomybė nuo temperatūros

Kaip jau buvo minėta, siekiant geresnės mikrostruktūrų, suformuotų termoplastiniuose kompozituose, kokybės, naudojami išilginiai sonotrodo virpesiai, t. y. virpesiai normaline termoplastiko paviršiaus kryptimi. Pjezoelektrinio keitiklio dinaminių charakteristikų ir virpesių režimų analizei atlikti buvo sukurtas baigtinių elementų modelis. Kadangi tai yra ašiai simetrinis uždavinys, skaičiavimams sudarytas 2D ašiai simetrinis modelis (4.10 pav.) Pjezoelektrinis keitiklis sudarytas iš pagrindo (15 mm aukščio ir 20 mm diametro plieninis cilindras), varžto (6 mm), keturių pjekokeraminių žiedų (20 mm išorinis diameteras, 10 mm vidinis diameteras, 5 mm aukštis), virpesių koncentatoriaus (plieninis nupjautinis kūgis (20 mm diametro pagrindas, 10 mm viršūnės diameteras, 80 mm aukštis), žiedinio kaitinimo elemento (20 mm vidinis diameteras, 30 mm aukštis) ir štampos (20 mm diametro ir 40 mm aukščio cilindras). Modelio kraštinės sąlygos pavaizduotos 4.10 pav., b. Pjezoelektrinio keitiklio pagrindas iki galo įtvirtinamas, t. y. $u_x = u_y = 0$, o pjezoelektriniai žiedai yra žadinami kintamu elektriniu potencialu.



4.10 pav. 2D ašiai simetrinis pjezoelektrinio keitiklio modelis: a) sudedamosios dalys ir geometrija (1 – pagrindas, 2 – varžtas, 3 – pjezokeraminiai žiedai, 4 – virpesių koncentratorius, 5 – kaitinimo elementas, 6 – štampos), b) modelio kraštinės sąlygos



4.11 pav. 2D ašiai simetrinio pjezoelektrinio keitiklio modelio tinklelis

2D ašiai simetrinio pjezoelektrinio keitiklio modelis suskaidytas į 484 trikampių baigtinius elementus (mažiausia elemento kokybė 0,74), kurių didžiausias $5,74 \text{ mm}^2$, o mažiausias $0,0194 \text{ mm}^2$) (4.11 pav.).

Pjezoelektrinių keitiklių mechaninių įtempių $\{S\}$ ir elektrinės indukcijos $\{D\}$ vektorių priklausomybę nuo deformacijos $\{T\}$ ir elektrinio lauko stiprumo $\{E\}$ vektorių galima užrašyti tokiomis lygtimis [147]:

$$\{S\} = [s_E]\{T\} + [d^t]\{E\}, \quad (25)$$

$$\{D\} = [d]\{T\} + [\varepsilon]\{E\}, \quad (26)$$

čia $[s_E]$ yra tamprumo matrica, $[\varepsilon]$ – dielektrinių konstantų matrica, o $[d]$ – pjezoelektrinių konstantų matrica (indeksas t žymi transponuotą matricą). Išskleistas matricines lygtis galima užrašyti taip [147]:

$$\begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \\ S_5 \\ S_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_{11}^E & s_{12}^E & s_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ s_{21}^E & s_{22}^E & s_{23}^E & 0 & 0 & 0 \\ s_{31}^E & s_{32}^E & s_{33}^E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & s_{44}^E & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & s_{55}^E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & s_{66}^E \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & 0 & d_{31} \\ 0 & 0 & d_{32} \\ 0 & 0 & d_{33} \\ 0 & d_{24} & 0 \\ d_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix}, \quad (27)$$

$$\begin{bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{24} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{22} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix}. \quad (28)$$

Visų modelyje naudotų medžiagų mechaninės ir pjezoelektrinės savybės pateiktos 4.1–4.3 lentelėse.

4.1 lentelė. Modelyje naudotų medžiagų mechaninės savybės [148, 149]

Medžiaga	Tankis, kg/m ³	Jungo modulis, GPa	Puasono koeficientas
Struktūrinis plienas S235	7850	210	0,33
Aliuminis	2700	70	0,3

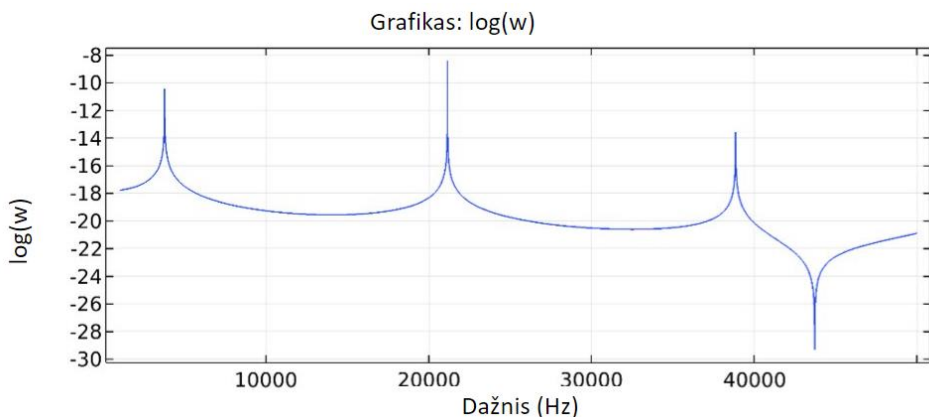
4.2 lentelė. Pjezokeramikos PZT-5A mechaninės savybės [150]

PZT-5A mechaninės savybės			
Parametras	Žymėjimas	Matavimo vienetai	Reikšmė
Tankis	ρ	kg/m ³	7889
Tamprumo modulis	s_{11}^E	$\times 10^{10}$ N/m ²	12,1
	s_{12}^E		7,7
	s_{13}^E		7,7
	s_{33}^E		11,1
	s_{44}^E		2,1
	s_{66}^E		2,3

4.3 lentelė. Pjezokeramikos PZT-5A elektrinės savybės [150]

PZT-5A elektrinės savybės			
Parametras	Žymėjimas	Matavimo vienetai	Reikšmė
Pjezoelektriniai moduliai	d_{31}	$\times 10^{-12}$ C/N	-171
	d_{33}		374
	d_{15}		584
Pjezoelektriniai koeficientai	e_{33}	m^2/C	15,8
	e_{31}		-5,4
	e_{15}		12,3
Dielektrinė konstanta	ϵ_{11}^T		1730
	ϵ_{33}^T		1700
	ϵ_{11}^S		916
	ϵ_{33}^S		830

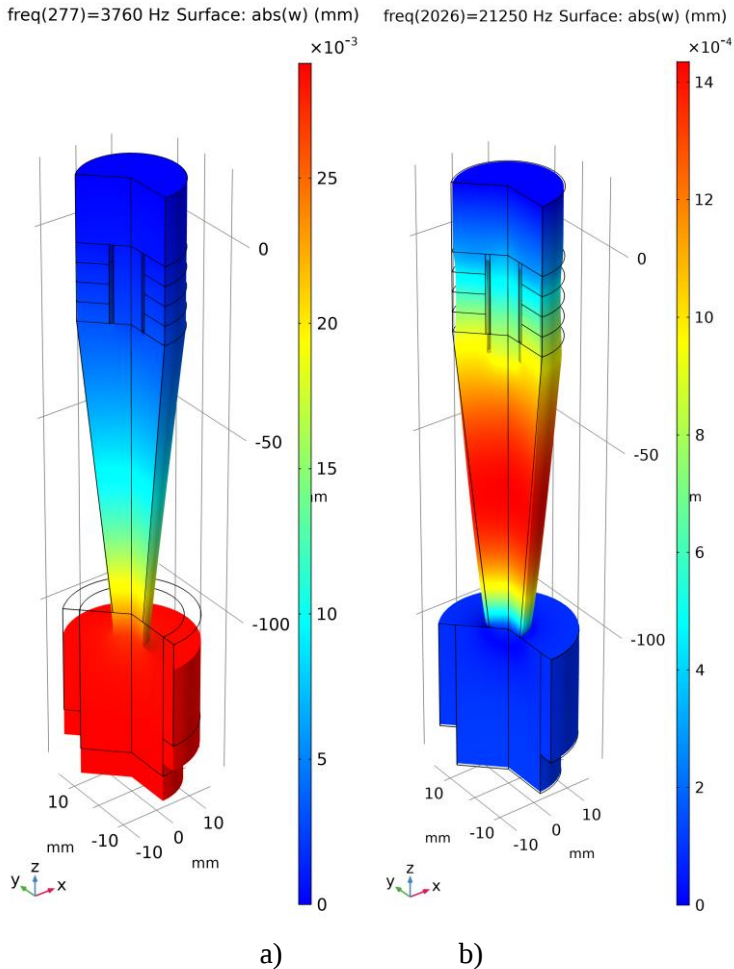
Modeliavimui naudoti „Comsol Multiphysic“ programinio paketo kietų kūnų, elektromechanikos ir pjezoelektrinio efekto moduliai, leidžiantys įvertinti pjezoelektrinio keitiklio nuosavas virpesio formas ir dažnius. Pjezoelektriniam žiedams žadinti naudota kintama 20V įtampa, kurios dažnis buvo keičiamas nuo 1000Hz iki 50000Hz su 10Hz žingsniu. Buvo nagrinėjami tik išilginiai virpesiai, kurių apskaičiuota amplitudės ir dažnio priklausomybė pateikta 4.12 pav. Amplitudės ir dažnio priklausomybė nubraižyta naudojant logaritminę y ašies skalę, kuri leidžia išryškinti visus rezonansinius dažnius. Todėl tolesniu žingsniu reikia išanalizuoti pasirinktus rezonansinius dažnius ir virpesio formas.



4.12 pav. Pjezoelektrinio keitiklio amplitudės ir dažnio charakteristika

Iš apskaičiuotos amplitudinės ir dažnio charakteristikos (4.12 pav.) matyti, kad du pirmieji teoriniai sonotrodo rezonansiniai dažniai yra 3,7 kHz ir 21,2 kHz. Atitinkamos virpesių formos parodytos 4.13 pav. Iš pateiktų rezultatų matome, kad, žadinant 3,4 kHz dažniu, virpesių amplitudė tolygiai didėja einant nuo pagrindo iki šampo, kur pasiekia didžiausią 0,025 μm amplitudę. Žadinant 21,2 kHz dažniu,

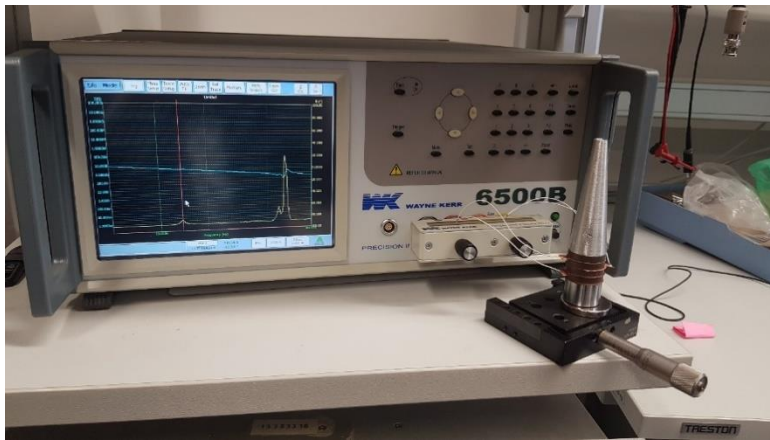
mažiausia išilginių virpesių amplitudė pastebima ties pagrindu ir štampu, o didžiausia ($0,0014 \mu\text{m}$) ties pjezoelektrinio keitiklio viduriu. Ši virpesių forma yra antroji išilginių virpesių forma ir eksperimentiniams tyrimams nėra tinkama, nes štampo darbinėje plokštumoje virpesių amplitudė lygi nuliui, t. y. pjezoelektrinio keitiklio generuojami virpesiai nebus perduodami į suminkštintą polimerinę medžiagą, siekiant sumažinti vidinius terminio formavimo metu atsiradusius įtempius. Todėl eksperimentinei analizei buvo pasirinktas 3,7 kHz dažnis, nes tai užtikrina didžiausios amplitudės virpesius normaline formuojamo paviršiaus kryptimi.



4.13 pav. Pirmoji (a) ir antroji (b) pjezoelektrinio keitiklio išilginių virpesių formas (amplitudė matuojama milimetrais)

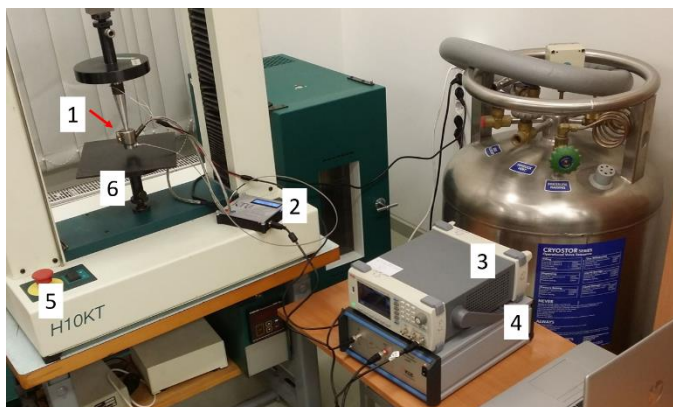
Eksperimentiniai rezonansiniai sonotrodo dažniai buvo nustatyti naudojant Wayne Kerr 6500B impedanso analizatorių (4.14 pav.). Eksperimentų metu rasti du rezonansiniai dažniai 4 kHz ir 20 kHz zonose, kurie atitinka teorinius skaičiavimus.

Todėl terminio formavimo metu toliau bus naudojamas 4kHz žadinimas, nes 20kHz dažnis nėra tinkamas dėl susidarančių minimumų ir pūpsnių išsidėstymo, kuris nustatytas naudojant baigtinių elementų modelį.



4.14 pav. Sonotrodo impedanso matavimo sistema

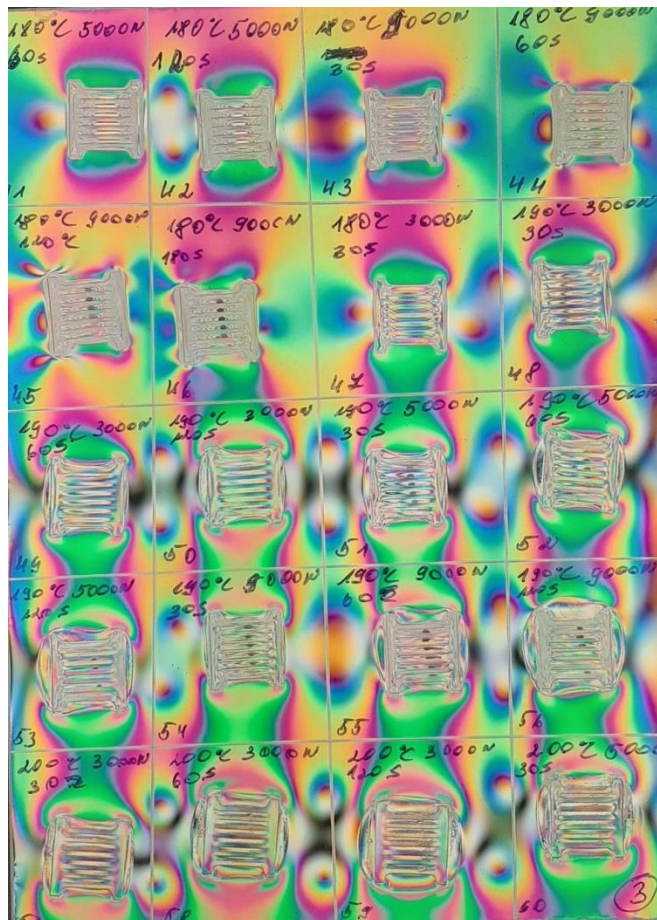
Vibracinis terminis formavimo procesas buvo eksperimentiškai išbandytas naudojant „Tinius Olsen“ medžiagų bandymo mašiną (4.13 pav.) ir polikarbonato plokštelę (4.15 pav.). Bandymo sistemą sudaro sonotrodas su štampu, kaitinimo elementas ir termopora (detalus vaizdas 4.8 pav.), temperatūros valdymo blokas, signalų generatorius UNI-T UTG2025A ir stiprintuvas „FLC Electronics A400“. Eksperimento metu mėginiai dedami ant plokštumos Nr. 6 (žr. 4.15 pav.). Iki numatytos temperatūros įkaitintas štampas nuleidžiamas ir spaudžiamas į bandinį, kol pasiekiamas užsiduotas maksimalus slėgis ir štampas atkeliamas. Terminio formavimo metu pjezoelektrinis keitiklis žadinamas 100V ir 4kHz dažnio kintama įtampa. Naudojama formavimo temperatūra buvo keičiama nuo 110 °C iki 200 °C, slėgis nuo 1000 N iki 9000 N, spaudimo laikas nuo 5 s iki 180 s.



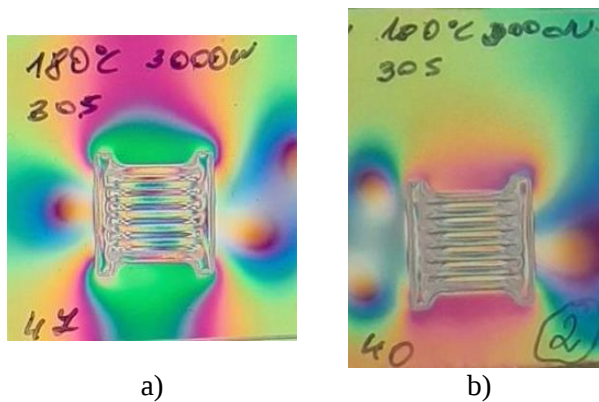
4.15 pav. Vibracinio terminio formavimo sistema: 1 – sonotrodas su štampu, kaitinimo elementu ir termopora; 2 – temperatūros valdymo blokas; 3 – signalų

generatorius UNI –T UTG2025A; 4 – stiprintuvas „FLC Electronics A400“; 5 – „Tinius Olsen“ medžiagų bandymo mašina; 6 – darbinė plokštuma

Pagrindinis pjezoelektrinio keitiklio taikymo terminio formavimo metu tikslas yra sumažinti vidinius įtempius termoplastike. Todėl virpesių įtakos įtempių mažinimui termoplastike tyrimui atlikti pasirinktas įtempių kokybinio vertinimo prietaisas Ref.S-18. Šis prietaisas gali būti taikomas stiklo ir plastiko gaminių kokybės tyrimams, o didelis darbinis plotas (matymo laukas: 260 mm × 260 mm, darbinis aukštis: 260 mm) leidžia tirti įvairius objektus. Termoplastike susiformavusių liekamųjų įtempių po terminio formavimo proceso pavyzdys pateiktas 4.16 pav.



4.16 pav. Termoplastiko liekamieji įtempiai po terminio formavimo proceso



4.17 pav. Termoplastiko liekamieji įtempiai po terminio formavimo proceso:
a) nenaudojant vibracinio žadinimo ir b) naudojant vibracinį žadinimą

Atlikus eksperimentus nustatyta, kad, naudojant vibracinį žadinimą, sumažinami liekamieji įtempiai mikrokanalų formavimo zonoje. Tipinis pavyzdys pateiktas 4.17 pav. (tamsesnė spalva žymi didesnius įtempius). Abiem atvejais įtempiai aplink suformuotą struktūrą pakankamai dideli, tačiau mikrokanalų zonoje, kur formuojamų struktūrų tikslumas itin aktualus, galima pastebėti, kad, nenaudojant virpesių mikrokanalų viršuje, kuris kontaktuoja su štampu tik galutinėje terminio formavimo fazėje, pastebimi didesni įtempiai (4.17 pav., a) dėl termoplastiko tempimo-spaudimo į mikrokanalo griovelius. Naudojant virpesius, yra sumažinama trintis tarp štampo ir termoplastiko, o formavimas vyksta ne dėl termoplastiko tempimo, o mikrotekėjimo į tuščias štampo ertmes. Todėl suformuotų mikrokanalų zonoje matomi mažesni įtempiai (4.17 pav., b), o tai leidžia užtikrinti geresnę replikų kokybę štampo atkėlimo metu.

4.4. Skysčių dinamikos tyrimas mikroskystinėse sistemose

Dažniausiai mikrodalelių judėjimas mikroskystinėse sistemose yra stebimas tiesioginiais metodais (mikroskopais). Tačiau akustoforezės principu veikiančiose sistemose yra svarbu ne tik matyti, kaip vienoje ar kitoje zonoje koncentruojasi mikrodalelės, bet ir suprasti kitus fizikinius procesus, t. y. identifikuoti, kaip dėl akustinių bangų keičiasi skysčių koncentracija ar koks akustinis slėgis susiformuoja mikrokanaluose. Todėl, atsižvelgiant į mikroskystinių prietaisų taikymo sritis ir skysčių srauto parametrus juose, buvo pasiūlyta skysčių koncentracijos tyrimams periodinėse mikrostruktūrose (periodas iki 100 μm) taikyti netiesioginį metodą, grįstą difrakcinių efektyvumų matavimais, o didesnių mikrokanalų tyrimams naudoti laike suvidurkintos holografinės interferometrijos metodą.

4.4.1. Skysčių koncentracijos nustatymo metodas, grįstas koherentinės šviesos difrakcijos principu

Lazerio spindulio difrakcija mikrokanalų sistemoje (periodas mažesnis nei 100 μm) gali būti aproksimuota remiantis Maksvelo diferencialinėmis lygtimis bei

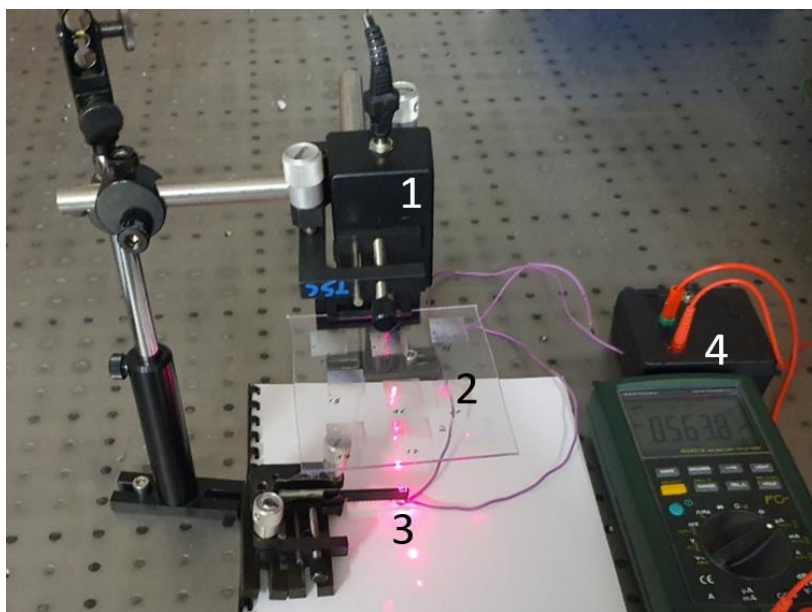
pritaikant Furjė transformaciją. Difrakcijos efektyvumo analizei yra naudojamas Fraunhoferio metodas. Tarkime, kad koherentinė šviesa sklinda per mikrokanalų sistemą, kuri interpretuojama kaip fazinė difrakcinė gardelė. Tuomet monochromatinis plokščiųjų bangų pluoštas, patekęs į mikrokanalų sistemą, yra išsklaidomas, o išsklaidytos šviesos kampinis spektras $F_0(k_x, k_y)$ aprašomas taip:

$$F_0(k_x, k_y) = \frac{1}{(2\pi)^2} \iint_{-\infty}^{\infty} u_0(x, y, 0) e^{-i(k_x x + k_y y)} dx dy. \quad (29)$$

Kompleksinę šviesos bangos amplitudę plokštumoje $z = 0$ apibūdina funkcija $u_0(x, y, 0)$. Plokštumoje $z = 0$ integralas išreiškia harmoninės bangos amplitudę su bangos vektoriaus k_x , k_y ir k_z komponentais:

$$k_z = \sqrt{k^2 - k_x^2 - k_y^2}. \quad (30)$$

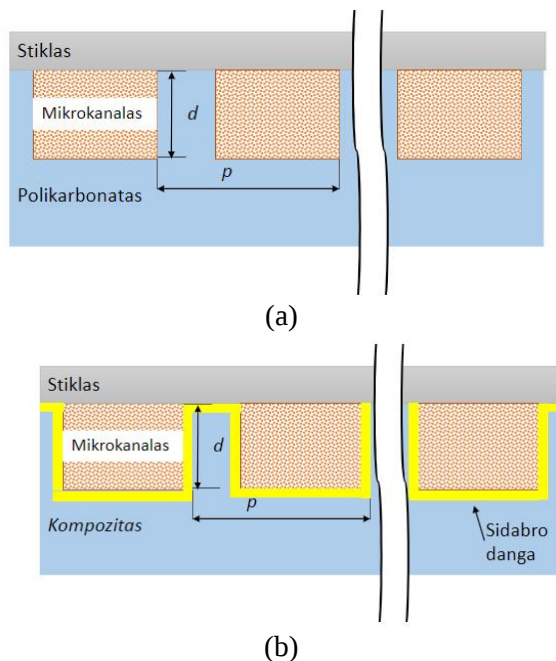
Jei mikrokanalų sistemos periodas yra iki keliasdešimties mikrometrų, skysčių koncentracijai nustatyti rekomenduojama naudoti koherentinės šviesos difrakcijos plyšyje fenomeną. Kintant skysčio tankiui, t. y. tuo pat metu ir lūžio rodikliui, galima skysčių koncentracijos dinamiką įvertinti atliekant difraccinius matavimus (4.18 pav.).



4.18 pav. Difraccinio efektyvumo matavimo stendas: 1 – lazeris ($\lambda=633$ nm), 2 – plokštelė su mikrokanalais, 3 – fotodiodas, 4 – ampermetras

Skysčių koncentracijos tyrimams mikroskystiniuose elementuose surinktas vertikalus difraccinių efektyvumų matavimo stendas (4.18 pav.), sudarytas iš lazerio, plokštelės su mikrokanalais, fotodiodo ir ampermetro. Lazериu (1) apšviečiama mikrokanalų sistema (2). Per bandinį praėjusi šviesa difraguoja, o susiformavusių difraccinių maksimumų intensyvumai užfiksuojami fotodiodu (3), per kurį praėjusi srovė matuojama ampermetru (4). Fotodiodo praleidžiama elektros srovė tiesiogiai

priklauso nuo apšvietimo intensyvumo, kurį analizuojant galima įvertinti skysčių koncentracijos pokyčius. Jei mikrokanalų sistema nėra skaidri, yra registruojami atspindžio difrakciniai maksimumai.



4.19 pav. Skaidrios (a) ir atspindinčios (b) mikrokanalų sistemos schemos

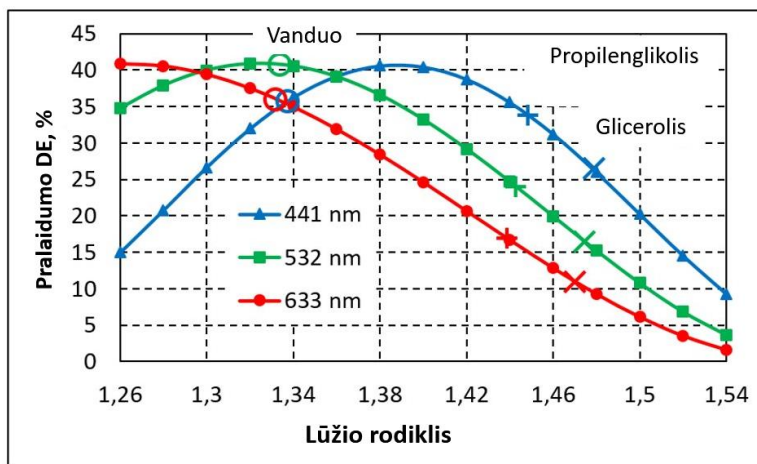
4.4 lentelė. Medžiagų, naudotų tyrimams ir skaičiavimams, optinės savybės [151]

Medžiagos	Panaudojimo sritis	Kompleksinis lūžio rodiklis ($n+ik$)		
		$\lambda=441 \text{ nm}$	$\lambda=532 \text{ nm}$	$\lambda=633 \text{ nm}$
Oras	Aplinka	1	1	1
Stiklas	Uždengimas	1,5262	1,5195	1,5151
Sidabras (Ag)	Danga	0,04 + i 2,5624	0,054007 + i 3,4290	0,056206 + i 4,2776
Polikarbonatas (PC) ($C_{16}H_{14}O_3$)	Pagrindas	1,6102	1,5917	1,5805
Distiliuotas vanduo (H_2O)	Tiriamas skystis	1,3374	1,3337	1,3317
Propileno glikolis ($C_3H_8O_2$)	Tiriamas skystis	1,4485	1,4427	1,4385
Glicerolis ($C_3H_5(OH)_3$)	Tiriamas skystis	1,4787	1,4743	1,47

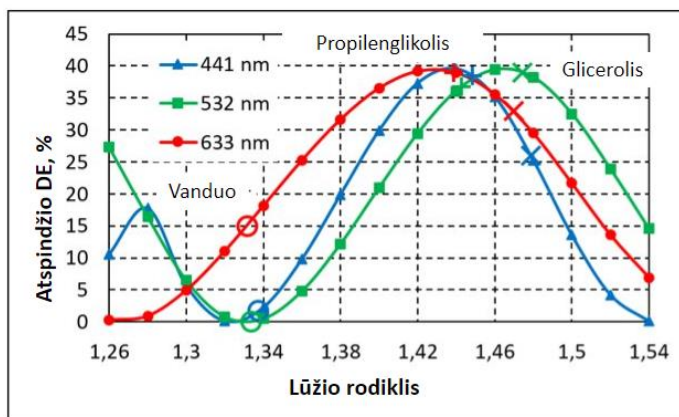
Eksperimentiniam ir skaitmeniniam kuriamos metodikos tyrimui pasirinktos dviejų tipų struktūros (4.19 pav.): skaidrios ir atspindinčios. Jų principinės schemos pateiktos 4.19 pav., čia d – struktūros gylis, p – periodas. Medžiagų, naudotų

tyrimams ir skaičiavimams, optinės savybės pateiktos 4.4 lentelėje. Skaidrią struktūrą sudaro mikrokanalų sistema, suformuota polikarbonate ir uždengta stiklu. Atspindinčią struktūrą sudaro mikrokanalų sistema, suformuota kompozitinėje medžiagoje, padengta sidabro nanosluoksniu ir uždengta stiklu. Kompozitinės medžiagos optinės savybės įtakos matavimams ir skaičiavimams neturi, nes ji yra padengta sidabro sluoksniu.

Tyrimams pasirinktos 4, 6 ir 12 μm periodo, 0,5 μm gylio skaidrios (polikarbonatas + stiklas, 4.19 pav., a) ir atspindinčios (kompozitas / sidabras + stiklas, 4.19 pav., b) periodinės mikrostruktūros. Tyrimų tikslas – įvertinti pasiūlyto metodo tinkamumą skysčių koncentracijais įvertinti, t. y. kaip priklauso pirmos eilės difrakcinio maksimumo efektyvumas nuo skysčio lūžio rodiklio, mikrostruktūros periodo, gylio ir tipo skaidrių ir atspindinčių mikrostruktūrų atskirai. Įprastai skysčių lūžio rodiklis kinta nuo 1,26 (chlorodifluormetano šaltnešis R-22) iki 1,538 (metilo salicilatas), todėl teoriniams skaičiavimams ir pasirinktas šis lūžio rodiklio kitimo intervalas nuo 1,26 iki 1,54. O eksperimentiniams tyrimams pasirinkti trys skysčiai su žinomomis savybėmis: distiliuotas vanduo, propileno glikolis ir glicerolis. Skaičiavimams naudota „GSolver V52“ programa.



4.20 pav. Pralaidumo pirmos eilės difrakcinio maksimumo efektyvumo priklausomybė nuo lūžio rodiklio

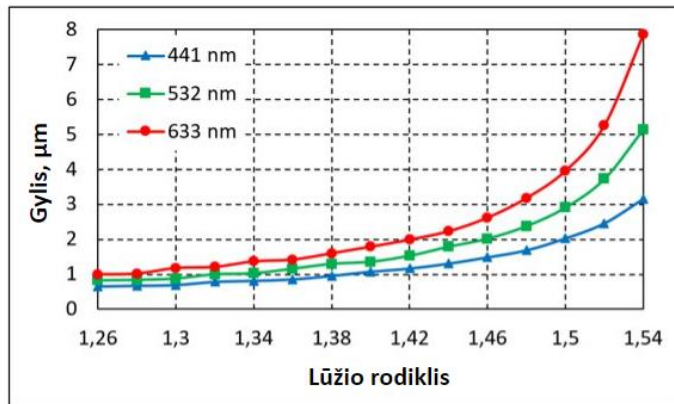


4.21 pav. Atspindžio pirmos eilės difrakcinio maksimumo efektyvumo priklausomybė nuo lūžio rodiklio

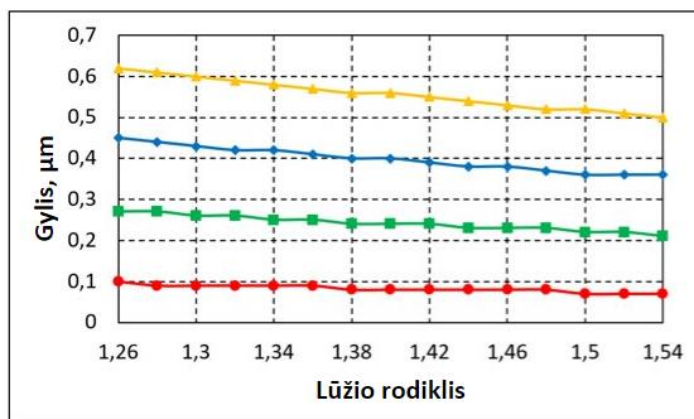
Iš grafikų (4.20 ir 4.21 pav.) matome, kad difrakcinių efektyvumų priklausomybė nuo lūžio rodiklio yra pakankamai ryški abiem atvejais. Tačiau atspindžio gardelės atveju intensyvumo kitimo greitis yra didesnis, t. y. šio tipo struktūros yra jautresnės lūžio rodiklio pokyčiui. Tačiau rezultatai, gauti naudojant tris lazerius, yra gana panašūs. Todėl kuriant metodiką, paremtą trijų bangos ilgių lazerių naudojimu, rekomenduotina naudoti skaidrią struktūrą, nes skirtumas tarp rezultatų, gautų skirtingais lazeriais, ryškesnis. Eksperimentiniai tyrimų rezultatai, gauti su distiliuotu vandeniu (rutuliukai – O), propileno glikoliu (pliusai – +) ir gliceroliu (daugybės ženklas – ×), pažymėti abiejuose grafikuose. Eksperimentiniai rezultatai patvirtina teorinius, t. y. visi trys skysčiai stipriai veikia difrakcinio efektyvumo kitimą, tačiau, kaip ir teoriniu atveju, didesni skirtumai naudojant skirtingus lazerius pastebimi tiriant skaidrią gardelę. Jei mikrostruktūra užpildyta vandeniu, difrakcinis efektyvumas, priklausomai nuo lazerio bangos ilgio, gali skirtis iki 5 procentų, tačiau, lūžio rodikliui mažėjant arba didėjant, skirtumas gali išaugti net iki 25 procentų. Pavyzdžiui, propileno glikoliu užpildžius mikrostruktūrą, difrakcinis efektyvumas, užfiksuotas mėlynu ir raudonu lazeriu, skiriasi iki 20 procentų. Iš teorinių ir eksperimentinių rezultatų galima daryti išvadą, kad, siekiant efektyviai, tiksliai ir plačiu diapazonu registruoti lūžio rodiklio kitimą, rekomenduotina naudoti skaidrią mikrostruktūrą. Tačiau ne visada realiose sistemose galima panaudoti skaidrias mikrostruktūras, todėl atspindinčių mikrostruktūrų atveju rekomenduotina naudoti tik vienos bangos lazerį ir pasirinkti siauresnį lūžio rodiklio kitimo intervalą, siekiant išvengti galimo nevienareikšmio rezultatų interpretavimo. Pavyzdžiui, raudonu lazeriu užfiksuotas 35% difrakcinis efektyvumas gali rodyti 1,39 ir 1,46 skysčio lūžio rodiklį.

Kiti faktoriai, kurie gali paveikti metodo efektyvumą, yra mikrostruktūrų gylis ir periodas. Todėl atlikti skaičiavimai, siekiant nustatyti, koks rekomenduojamas mikrostruktūros gylis, norint užtikrinti didžiausią jautrumą pasirinkto lūžio rodiklio srityje. Tai ypač svarbu, kai dirbama siauroje lūžio rodiklio kitimo srityje. Tuomet ypač svarbu turėti didžiausią sistemos jautrumą. Skaičiavimų metu pastebėta, kad rezultatai nepriklauso nuo mikrostruktūros periodo (vertintos 4 μm , 6 μm ir 12 μm

periodo mikrostruktūros). Todėl grafikai 4.22 ir 4.23 pav. pateikiami tik vienam variantui, kai struktūros periodas 12 μm .



4.22 pav. Rekomenduotino skaidrios struktūros optimalaus gylio priklausomybė nuo lūžio rodiklio



4.23 pav. Rekomenduotino atspindinčios struktūros gylio priklausomybė nuo lūžio rodiklio

Siekiant didžiausio kuriamos metodikos efektyvumo ir jautrumo, būtina parinkti tinkamą struktūros gylį, kuris užtikrina didžiausią efektyvumą pirmos eilės difrakciniame maksimume. Skaičiavimų metu kiekvienam lūžio rodikliui buvo ieškomas optimalus mikrostruktūros gylis, t. y. gylis, kai pastebimas didžiausias difrakcinis efektyvumas pirmos eilės maksimumuose. Iš pateiktų grafikų matome, kad gylio parinkimo metodika skaidrioms ir atspindinčioms struktūroms iš esmės yra skirtinga. Atspindinčios struktūros pasižymi ypač dideliu stabilumu, t. y., parinkus 12 μm periodo 100 nm gylio mikrokanalų sistemą, ji bus jautri visame skysčių lūžio rodiklio kitimo diapazone nuo 1,26 iki 1,54. Kas ypač svarbu. Tai galioja naudojant bet kokio bangos ilgio lazerį. Taip pat atspindinčios struktūros

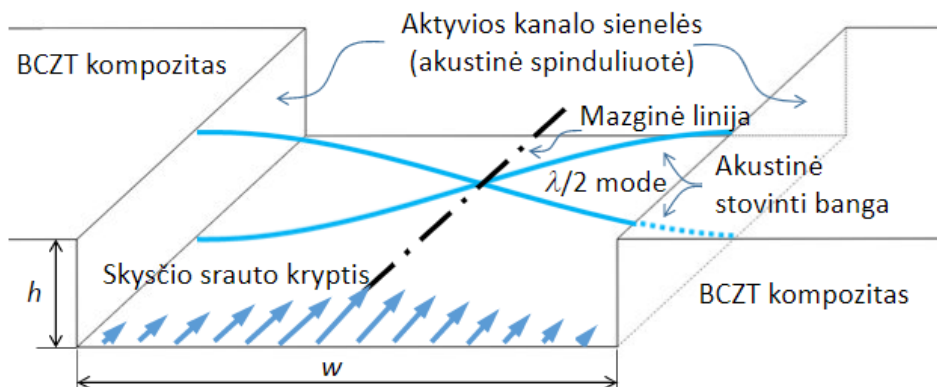
pasižymi gylio periodiškumu, t. y. yra galimi keli gylio variantai, užtikrinantys didelį efektyvumą. Pavyzdžiui, jei tiriamo skysčio lūžio rodiklis 1,26, struktūros gylis gali būti 0,1 μm , 0,27 μm , 0,45 μm , 0,62 μm ir t. t. Čia jau priklauso nuo technologinių parametrų, kokias struktūras galime pagaminti, kokio klampumo skysčius tirame ir koks praktinis mikrostruktūros pritaikymas.

Tačiau daug sudėtingiau gylį parinkti skaidrioms struktūroms. Gylis priklauso ne tik nuo naudojamo lazerio, bet ir nuo skysčio lūžio rodiklio. Jei mažesniu lūžio rodikliu pasižymintiems skysčiams tirti skirtos sistemos yra nedaug jautrios gylio pokyčiams, tai didesnio lūžio rodiklio skysčiams tirti struktūrų gylis skiriasi iki 2,5 karto.

4.4.2 Akustinio slėgio mikrokanale modeliavimas

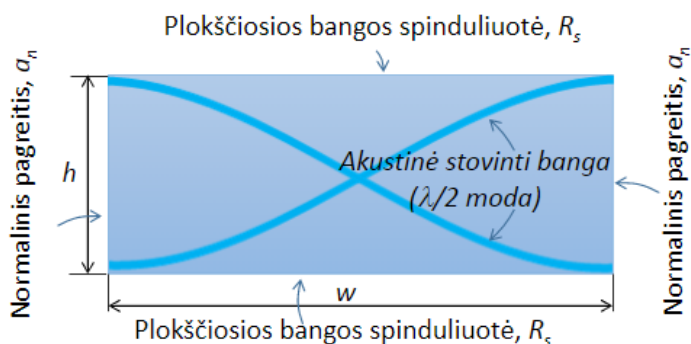
Naudojant naujas medžiagas, tokias kaip pjezoelektrinis nanokompozitas, galima sukurti naują periodinę mikrostruktūrą su naujomis savybėmis, įskaitant pjezoelektrines savybes arba specifines optines charakteristikas. Pasaulyje žinomas mikroskystinių elementų valdymo metodas taikant akustines bangas. Šiuo tikslu naudojamos stovinčios ir bėgančios akustinės bangos. Mikrohidraulinės sistemos žadinamos naudojant virpesius, kurie užtikrina efektyvesnį mikroskystų srautą. O plonos PZT plėvelės, integruotos į mikrodinamines sistemas, užtikrina didesnę funkcionalumą.

Mikrokanalų masyvas, suformuotas pjezoelektriniame nanokompozite, pasižymi aukštos kokybės geometrinėmis charakteristikomis, sukuria palankias sąlygas dalelėms manipuluoti tūrinėmis akustinėmis bangomis. Šiuo atveju akustinės bangos, kurias sukuria kintamosios srovės elektros signalas, parodytos 4.24 pav.

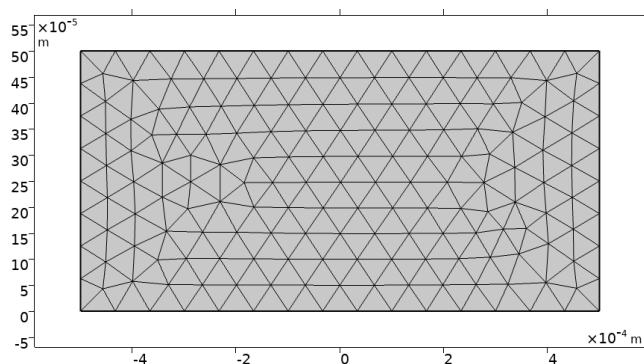


4.24 pav. Akustofluido sužadinimo schema

Skysčio mikrokanale dinamika, žadinimui naudojant tūrinės akustines bangas, modeliuota naudojant baigtinių elementų metodą. Modelio kraštinės sąlygos pavaizduotos 4.25 pav.

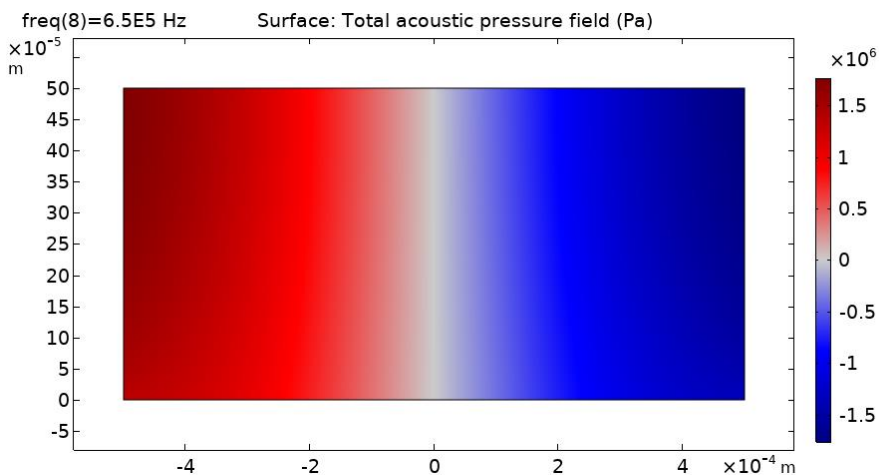


4.25 pav. Mikrokanalo modelis ir kraštinės sąlygos



4.26 pav. Mikrokanalo skerspjūvio baigtinių elementų modelis

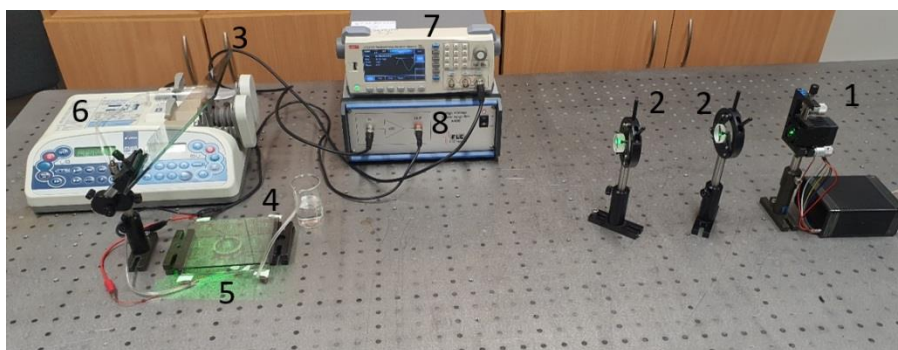
Mikrokanalo skerspjūvio baigtinių elementų modelis (4.26 pav.) suskaidytas į 310 trikampių elementų (vidutinė elementų kokybė 0,9775). Apatinis ir viršutinis mikrokanalo paviršiai yra atspindintys akustines bangas (4.25 pav.) Šoniniai paviršiai yra modeliuojami kaip akustinių bangų šaltiniai, nes sistemoje dėl medžiagos, kurioje suformuotas mikrokanalas, pjezoelektrinių savybių, generuojamos tūrinės akustinės bangos. Skaitmeninio tyrimo tikslas – nustatyti dažnį, kuriam esant susidaro $\lambda/2$ formos akustinė banga skystyje (4.27 pav.). Apskaičiuota, kad, mikrokanalų sistemą žadinant 0,65MHz dažniu, mikrokanalo skerspjūvyje susidaro $\lambda/2$ formos akustinė banga. Ši banga pasirinkta dėl jos savybės koncentruoti daleles mikrokanalo centre.



4.27 pav. Akustinio slėgio pasiskirstymas mikrokanalo skerspjūvyje

4.4.3. Optinė holografija

Denisiuko hologramų užrašymo schema yra viena iš paprasčiausių, kuri gali būti naudojama atspindžio hologramoms užrašyti (4.28 pav.). Kadangi objektas yra pozicionuojamas iškart už fotoplokštelės, hologramai užrašyti naudojamas tik vienas lazerio spindulys, o fotoplokštelė veikia kaip lazerio spindulio daliklis. Vienas lazerio spindulys, atsispindėjęs nuo fotoplokštelės paviršiaus, yra atraminis, o kitas, praėjęs kiaurai, apšviečia objektą ir vadinamas objektiniu. Kadangi lazerio koherentinis ilgis paprastai yra didesnis nei atstumas tarp objekto ir fotoplokštelės, fotoplokštelėje yra registruojamas atraminio ir objektinio spindulių interferencinis vaizdas (holograma).



4.28 pav. Optinės holografijos standas: 1 – lazeris, 2 – glaudžiantis lęšis, 3 – veidrodis, 4 – holografinė plokštelė (PFG-03C, Slavich), 5 – plokštelė su mikrokanalais ir pritvirtinta keramika, 6 – skysčio dozatorius, 7 – signalo generatorius, 8 – stiprintuvas

4.28 pav. pavaizduotas Denisiuko hologramos įrašymo stendas, skirtas skysčių koncentracijos dinamikai tirti. Lazerio (1) spindulys ($\lambda=532\text{nm}$) lęšiais(2) išplečiamas ir veidrodžiu (3) nukreipiamas į fotoplokštelę (4), už kurios yra polikarbonatinė plokštelė su mikrokanaalais (5). Mikrokanaalai yra prijungti prie skysčių dozatoriaus (6) ir prie skysčio išleidimo talpos. Mikrokanaalų sistemai žadinti naudojamas pjezokeramins žiedas, prijungtas prie signalų generatoriaus (7) ir stiprintuvo (8). Fotoplokštelėje registruojamas atraminio ir objektinių spindulių laike suvidurkintas interferencinis vaizdas. Norint užtikrinti aukštą hologramų kokybę, būtina optinėje sistemoje užtikrinti stabilumą, t. y. izoliuoti nuo pašalinių trikdžių. Tuo tikslu visa sistema sumontuota ant optinio antivibracinio stalo. Holografinės sistemos vaizdas eksponavimo metu pateiktas 4.29 pav.



4.29 pav. Holografinė sistema eksponavimo metu

Hologramoms užrašyti naudota fotoplokštelė PFG-03C (Slavich), užtikrinanti ypač didelę raišką – iki 5000 linijų/mm. Cheminiam apdorojimui naudotas GP-3 ryškinimo skystis (metilfenidatas 0,2 g; hidrochinonas 5 g; natrio sulfitas, (Na_2SO_3) 100 g; kalio hidroksidas (KOH) 25 g; amonio tiocianatas (NH_4SCN) 45 g; vanduo, kad tirpalo būtų 1L).



4.30 pav. Akustinėmis bangomis žadinamo mikrokanaalo holograma

Eksperimentiniai rezultatai pateikti 4.30 pav. Iš teorinių skaičiavimų žinome, kad mikrokanaalo centre yra mažiausias slėgis, t. y. susiformuoja mazgas, lūžio rodiklis laike nekinta. Tolstant link sienelių, akustinis slėgis didėja, t. y. didėja skysčio lūžio rodiklis. Tai atsispindi ir hologramoje (4.30 pav.) Centre matome baltą juostą, kuri identifikuoja stabilią zoną (mazgą), o juodos linijos žymi akustinio lauko kitimą, suvidurkintą laike.

4.5. Išvados

Apibendrinant ketvirtajame skyriuje aprašytus tyrimus galima teigti, kad:

1. Siekiant didesnio mikrokanaalų, suformuotų polikarbonato plokštelėje ir veikiančių akustoforezės principu, efektyvumo, eksperimentiškai nustatyta, kad polikarbonatinė plokštelė su priklijuotu pjezoelektriniu žiedu turi būti žadinama 40 kHz rezonansiniu dažniu. Šios virpesių formos amplitudė normaline paviršiui kryptimi yra minimali, o tangentine kryptimi yra didžiausia. Todėl mikrokanaalų matricos yra formuojamos tose vietose, kur tangentiniai virpesiai būtų maksimalūs, o mikrokanaalai yra statmeni tangentinių virpesių kryptims.

2. Sukurtas vibracinis-terminis periodinių mikrokanaalų sistemos terminio formavimo įrenginys sudarytas iš virpesių koncentratoriaus, pjezokeraminių žiedų, pagringo, štampos su mikrokanaalų sistemos šablonu, naudojamu terminiam formavimui, bei kaitinimo elemento ir temperatūros valdymo bloko. Žadinant 4kHz dažniu, šis pjezoelektrinis keitiklis pasižymi efektyviu generavimu išilginių virpesių, kurie skirti liekamiesiems įtempiams mažinti termoplastikuose terminio formavimo metu. Eksperimentiškai nustatyta, kad, naudojant vibracinį žadinimą, sumažinami liekamieji įtempiai mikrokanaalų formavimo zonoje.

3. Atsižvelgiant į mikroskystinių prietaisų taikymo sritis ir skysčių srauto parametrus juose, buvo sukurta skysčių koncentracijos tyrimo periodinėse mikrostruktūrose netiesioginė metodika, grįsta difrakcinių efektyvumų matavimais. Teoriniais skaičiavimais ir eksperimentiniais tyrimais nustatyta, kad difrakcinių efektyvumų priklausomybė nuo lūžio rodiklio yra pakankamai ryški, t. y., lūžio rodikliui kintant nuo 1,26 iki 1,54, difrakcinis efektyvumas kinta nuo 0 iki 40 procentų. Atspindinčios mikrostruktūros atveju intensyvumo kitimo greitis yra didesnis, t. y. šio tipo struktūros yra jautresnės lūžio rodiklio pokyčiui. O, siekiant didžiausio kuriamos metodikos efektyvumo ir jautrumo, atlikti optimalaus gylio, kuris užtikrina didžiausią efektyvumą pirmos eilės difrakciniame maksimume, skaičiavimai. Nustatyta, kad 100 nm, 250 nm, 400 nm, 550 nm gylio atspindinčios mikrokanaalų sistemos pasižymi stabilium jautrumu visame skysčių lūžio rodiklio kitimo diapazone nuo 1,26 iki 1,54. Tačiau skaidrių mikrositemų difrakciniai efektyvumai yra ypač jautrūs gyliui, t. y. didesnio tankio (didesnis lūžio rodiklis) skysčių tyrimams rekomenduojama naudoti gilesnes struktūras.

4. Mikrokanaaluose, kurių plotis didesnis nei 100 μm , skysčių dinamikai stebėti pasiūlyta naudoti ir išbandyta Denisiuko hologramų užrašymo schema. Tai paprasta atspindžio hologramų užrašymo schema, leidžianti fotoplokštelę padėti arti tiriamo objekto, kas itin svarbu dirbant su mikrokanaalais. Akustoforezės metu mikrokanaalo centre yra fiksuojamas mažiausias slėgis, t. y. susiformuoja mazgas ir lūžio rodiklis laike nekinta. Tolstant link sienelių, akustinis slėgis didėja, t. y. didėja skysčio lūžio rodiklis. Naudojant Denisiuko hologramą galima stebėti laike suvidurkintą slėgio kitimą mikrokanaale, kas itin svarbu siekiant užtikrinti efektyvų mikroskystinių elementų veikimą.

IŠVADOS

Artimiausiu metu mikroskysčių technologijos pakeis tradicinius analitinius metodus biomedicinoje. Todėl galimybė valdyti dalelių judėjimą ar atskirti skysčių mišinius į atskirus komponentus prietaisuose, kurių veikimas pagrįstas skysčio tekėjimu mikrokanalais, yra siekiamybė daugelyje pritaikymo sričių. Tokiose sistemose kyla nemažai problemų (biosuderinamumas, universalumas, energijos nuostoliai, efektyvumas ir kitos), kurias bando spręsti mokslininkai. Šioje disertacijoje, siekiant bešvinio pjezoelektrinio nanokompozito pagrindu sukurti funkcinį mikroskystinį elementą, skirtą mikrodalelėms valdyti turinėmis akustinėmis bangomis, gauti šie rezultatai:

1. Eksperimentiškai nustatyta, kad, tinkamai parinkus pjezoelektrinio nanokompozito rišamąją medžiagą, galima gauti hidrofobinį arba hidrofilinį kompozito paviršių. PZT su polivinilbutiraliu (PVB), poli (metilmetakrilatu) (PMMA) ir polistirenu (PS) drėkinimo kampas yra nuo $80,71^\circ$ (PZT/PVB) iki $92,94^\circ$ (PZT/PMMA), kas leidžia teigti, kad su PZT/PMMA hidrofobinė medžiaga yra tinkama mikroskystinių sistemų gamybai. Šios medžiagos pagrindu suprojektuotas ir terminio formavimo būdu pagamintas mikroskystinis funkcinis elementas gali funkcionuoti trimis režimais: pradinė būsena, vožtuvas (110 MHz) ir gaudyklė (122 MHz). Teorinės srauto greičio mikrokanaluose vertės sutampa su eksperimentiškai gautomis srauto greičio vertėmis, t. y. nesant virpesių eksperimentinis vandens tėkmės greitis $0,11 \mu\text{L}/\text{min}$, mikrovožtuvo fazėje srautas mažėja iki $0,05 \mu\text{L}/\text{min}$ ir gaudyklės fazė srautą sumažina iki $0,08 \mu\text{L}/\text{min}$.
2. Susintetintas bešvinis BZCT/PMMA nanokompozitas, pasižymintis pjezoelektriniu efektu mikrometriniame lygyje, leidžiantis kurti mikroskystinius prietaisus, kurie yra biologiškai suderinami. Kompozitas sudarytas iš vidutiniškai $0,72 \pm 0,05 \mu\text{m}$ dydžio kristalitų, o paviršius pasižymi hidrofilinėmis savybėmis (paviršiaus kritiniai įtempiai nuo $20,05 \text{ mN}/\text{m}$ iki $27,20 \text{ mN}/\text{m}$). BZCT/PMMA nanokompozito bandinys, paveiktas 5 N mechaninio impulso, generuoja nuo 76 mV iki 782 mV įtampą, priklausomai nuo dangos storio (70 μm pirmu atveju ir 109 μm antru atveju).
3. Suprojektuotas 350 μm pločio, 100 μm aukščio ir 20 mm ilgio stačiakampio skersmens mikrokanalo funkcinis elementas, skirtas mikrodalelėms valdyti naudojant tūrinės akustines bangas. Terminiu formavimo būdu, pagrįstu aukšto dažnio virpesiais, šie funkciniai elementai perkelti į BZCT/PMMA nanokompozitinę medžiagą. Teoriniai skaičiavimai parodė, kad skysčio tekėjimas tokio tipo funkcinuose elementuose yra laminarinis, o, siekiant daleles sukongcentruoti kanalo viduryje, reikalingas 2,1 MHz dažnio žadinimas. Eksperimentiškai nustatyta, kad polistireno dalelės sutelkiamos mikrokanalo centre naudojant 1,89 MHz dažnio tūrinės akustines bangas. Dėl gamybos metu atsiradusių geometrinių parametų pakitimo ir klijų sluoksnio tarp mikrokanalo ir stiklo rezonansinis dažnis sumažėja 11%.

4. Įvertinus mikroskystinių prietaisų taikymo sritis ir skysčių srauto parametrus juose, skysčių koncentracijai mikrokanaluose įvertinti buvo sukurti du metodai, grįsti lazerinės interferometrijos principais. Jei mikrokanalų sistemos periodas yra iki 100 μm , skysčių koncentracijai nustatyti rekomenduojama naudoti koherentinės šviesos difrakcijos plyšyje fenomeną. Teoriniais skaičiavimais ir eksperimentiniais tyrimais nustatyta, kad difracinių efektyvumų priklausomybės nuo lūžio rodiklio yra pakankamai didelės (lūžio rodikliui kintant nuo 1,26 iki 1,54, difracinis efektyvumas kinta nuo 0 iki 40 procentų), kad būtų galima nekontaktiniu ir netiesioginiu metodu išmatuoti skysčio lūžio rodiklį. Dinaminiams procesams mikrokanaluose stebėti pasiūlyta Denisiuko hologramų užrašymo principu sukurta metodika. Ši optinė schema yra paprasta ir užtikrina efektyvų ir paprastą laike suvidurkintų dinaminių procesų stebėjimą.

SUMMARY

1. Overview of the production and application of microfluidic functional elements

The development of modern biosensors requires technologies for the development of micromechanical liquid devices and the positioning and control of bioparticles in them. This is a prerequisite for sensors operating on the principle of single particle sensing. Therefore, such micromechanical devices create nano/micro spaces into which bioparticles for the analysis are positioned. Therefore, it is important to develop micromechanical systems with nano/microspaces at the nano/micrometric level that can be used to develop nano/micro bioparticle traps and storages as well as biosensors operating on this basis.

Numerous studies have recently been conducted on the manipulation of bioparticles such as cells, viruses, and bacteria [102]. All bioparticles are unique. They have a specific size, density, charge, or resonant frequency [103, 104]. Therefore, hydrodynamics, electrophoresis, dielectrophoresis, magnetophoresis, acoustophoresis, thermophoresis, and optical tweezing can be used to control and separate them [105]. Acoustophoresis is a contactless method of controlling bioparticles in microfluidic devices. It can be used for blood plasma testing [106], separation and testing of low-concentration blood cells [107], cell capture [108], bacterial concentration determination [109], and active particle sorting [110].

During acoustophoresis, bioparticles move due to the pressure exerted by a standing surface acoustic wave or a traveling surface acoustic wave if the acoustic properties of the particle differ from the surrounding environment [111, 112]. The speed of motion depends on many factors, such as particle size, acoustic pressure amplitude, and frequency. Typically, in systems such as a running or standing surface acoustic wave source, piezoceramic elements allow the generation of high-frequency acoustic waves in the walls of microfluidic devices [113].

The aim is currently to develop miniature, stand-alone and easy-to-manufacture bioparticle sorting and manipulation modules integrated into lab-on-chip systems. Thin-film piezoelectric films have been used in microelectromechanical systems for considerable time [114], but it was only in 2018 that Reichert et al. [115] proposed to apply them for the first time in acoustophoresis devices by generating bulk acoustic waves, which allow to efficiently control bioparticles using low voltage. This dissertation plans to make the entire microfluidic acoustophoresis device from a piezoelectric nanocomposite with piezoelectric properties at the micrometric level, which would allow for even more efficient generation of bulk acoustic waves, meaning the control of bioparticles. Traditionally, acoustophoresis devices are made of silicon, glass, PMMA, PDMS, and other materials [116-118]. Biocompatibility with lead particles is a problem in the manufacture of microfluidic devices from piezoceramic nanocomposite. Therefore, another challenge of the dissertation is to develop a lead-free piezoelectric nanocomposite with a piezoelectric effect at the micrometric level by replacing lead with barium. Baek et al. (2016) [119] produced a polymeric

nanocomposite of lead-free piezoelectric $0.5(\text{Ba}_{0.7}\text{Ca}_{0.3})\text{TiO}_3\text{--}0.5\text{Ba}(\text{Zr}_{0.2}\text{Ti}_{0.8})\text{O}_3$, which was used to develop a piezoelectric power generator. The challenge of this dissertation is to form a 3D structure (microfluidic device) from a lead-free piezoelectric nanocomposite. To do this, it is necessary to select a suitable microstructure formation method and to evaluate the influence of the piezoelectric material concentration in the nanocomposite and the nanocomposite binder on the quality of the formed structure by evaluating the geometry and electromechanical properties.

The research on acoustophoresis and particle manipulation is also underway in Lithuania. In 2013–2015 researchers at Vilnius Gediminas Technical University carried out a project funded by LMT [120], in which a digital study of the interaction of particles in an incompressible liquid was performed. Golinka defended his dissertation [121] in 2018 at Kaunas University of Technology. Ultrasonic methods for the separation of microparticles in a liquid using classical piezoceramics were analyzed and developed in the dissertation. Researchers of Vilnius University, together with Russian and German scientists, investigated the ferroelectric, dielectric, and piezoelectric properties of PZT and PVDF composite [122].

The aim of this dissertation is to develop a functional microfluidic element for the control of microparticles by means of bulk acoustic waves based on a lead-free piezoelectric nanocomposite. The following objectives have been set to achieve the aim:

1. To evaluate the suitability of PZT/PMMA, PZT/PVB and PZT/PS composites for the formation of microfluidic elements.
2. To synthesize and investigate a lead-free piezoelectric/polymer composite blank for the formation of microfluidic functional elements.
3. To design and investigate a microfluidic functional element based on a lead-free piezoelectric/polymer composite.
4. To develop a methodology for determining the concentration of liquids in microchannels based on the principles of coherent optics.

2. Formation of microfluidic elements based on piezoelectric nano composite

The aim of the dissertation is to thermally form microfluidic elements in a piezoelectric nanocomposite, which would allow the generation of bulk acoustic waves ensuring high particle control efficiency. One of the first tasks of the dissertation is to evaluate the dependence of the properties of the piezoelectric nanocomposite on the binder, considering the results previously achieved by scientists Alfredas Brunius [123, 124] and Elingas Čekas [125]. Figure 1 shows the microsystem functional element with a microchannel system.

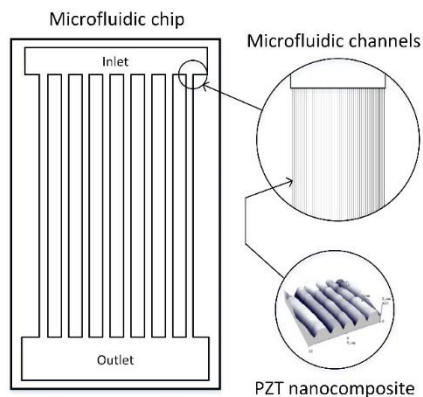


Fig. 1 Microfluidic functional element with a microchannel system

Lead zirconate titanate nanopowders $[\text{Pb}(\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x})\text{O}_3]$ are synthesized by oxalate/hydroxide precipitation using the following materials: lead (II) acetate $\text{Pb}(\text{NO}_3)_2$, titanium butoxide $\text{Ti}(\text{C}_4\text{H}_9\text{O})_4$, zirconium butoxide $\text{Zr}(\text{OC}_4\text{H}_9)_4$ (80% solution in n-butanol), oxalic acid dihydrate $\text{C}_2\text{H}_2\text{O}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, 25% ammonia solution and deionised water. Dissolve 26 g of lead (II) acetate in deionized water (100 ml). The PZT powder is ground and mixed with a binder (polyvinyl butyral (PVB), poly (methyl methacrylate) (PMMA), and polystyrene (PS)) in a 30% benzyl alcohol solution to give a screen-printing paste. The ratio of components is 80% PZT and 20% binder (PMMA, PVB, and PS). For the study, the coating is formed on copper foil by using the screen-printing method (Fig. 2).

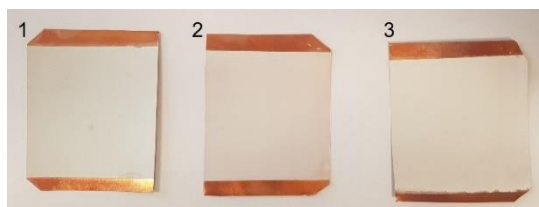


Fig. 2 Examples of copper foil coating: (1) PZT/PMMA, (2) PZT/PS, (3) PZT/PVB

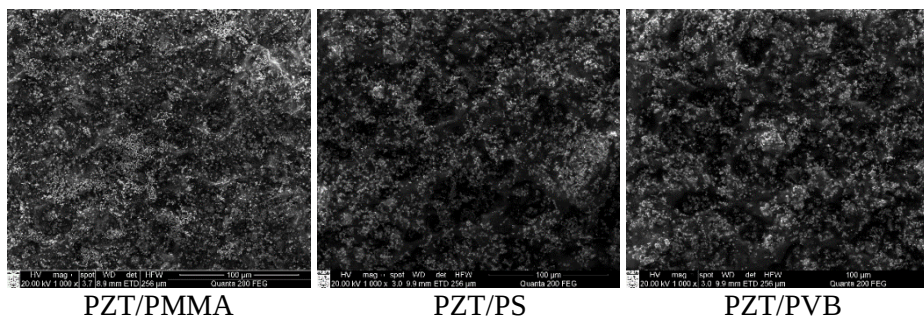


Fig. 3 SEM images of samples with different binders

SEM images of the analyzed samples are shown in Figure 3. The structure of the PZT/PMMA sample can be seen to be granular, with a grain size of about 1.1 μm in diameter on the surface. The surface of the PZT/PS sample is smoother and has a grain size of less than 0.9 μm in diameter. 3D structures with cavities of 6–8 μm in diameter are observed in the PZT/PVB sample. The main chemical elements that make up the samples are carbon (C) and zirconium (Zr); both are good conductors, which results in good piezoelectric properties of the developed new PZT coatings.

The highest modulus of elasticity (6.3 GPa) was found for the PZT nanocomposite with the PMMA binder, and with PS and PVB binders it was lower by 5.3 and 3.9 GPa, respectively. 80% of the nanocomposite consists of PZT nanoparticles (Young's modulus 63 GPa) and only 20% of the binder. As a result, the modulus of elasticity of the nanocomposite section of the samples is reduced by about 10 times. These results correlate with data found in literature: PMMA has a modulus of elasticity of 3.1 GPa [127], PS has a modulus of elasticity of 2.7 GPa [128], and PVB has a minimum modulus of elasticity of 50 MPa [129].

A direct piezoelectric effect was observed under periodical excitation of samples coated with a piezoelectric nanocomposite layer at a frequency of 30 Hz, i.e., the samples generate electrical potential. The highest electrical potential is generated by the sample with the PS binder. The generated voltage was 3 mV. Lower electrical potential of 2.1 mV and 2.5 mV were observed in PZT/PVB and PZT/PMMA samples, respectively.

Since microchannels are used for the precise manipulation of liquids and droplets, it is particularly important to evaluate the hydrophobic properties of the contact surface. The hydrophobic properties of the PZT nanocomposite were analyzed by measuring the contact angle of the distilled water droplet on the surface of the PZT nanocomposite.

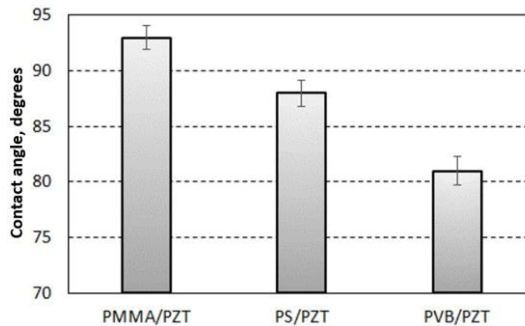


Fig. 4 Hydrophobic properties of PZT nanocomposites

Values of the wetting angle (θ) measured for different multilayer composite samples are given in Figure 4. The maximum value of the wetting angle was 92.94° with an error of $\pm 1^\circ$ for the PZT/PMMA nanocomposite. The minimum wetting angle was observed for the PZT/PVB sample at 80.71° with a measurement error of $\pm 1.3^\circ$. The measured contact angle of the PZT/PS is 88.8° and the measurement error is $\pm 1.16^\circ$. According to literature [130, 131], polymeric materials are

considered hydrophilic if the wetting angle with the water droplet is smaller than 90° . Therefore, PZT/PMMA can be considered as a hydrophobic material in terms of its contact with water, and PZT/PVB and PZT/PS can be considered as hydrophilic because their contact angle is smaller than 90° .

The nickel matrix of a $20\text{ }\mu\text{m}$ long, $4\text{ }\mu\text{m}$ period (ridge is $2\text{ }\mu\text{m}$, channel width is $2\text{ }\mu\text{m}$), $0.56\text{ }\mu\text{m}$ deep microchannel system was chosen for the formation of the microchannel system using vibration thermal imprint method. The geometrical characteristics of the rectangular microchannel systems formed in a piezoelectric composite profile is shown in Figure 5.

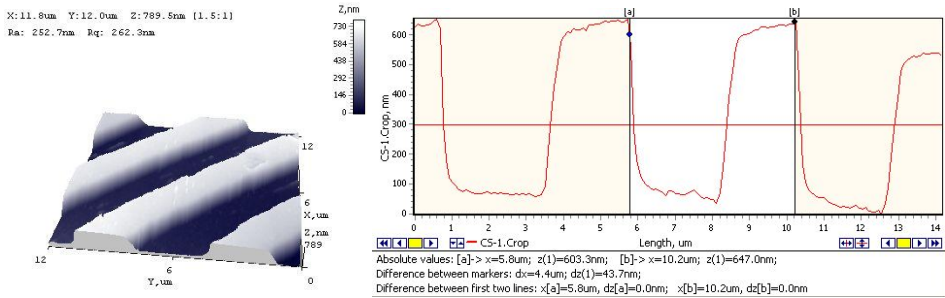


Fig. 5 Rectangular microchannel systems formed in a piezoelectric composite 3D image and cross-section: profile is rectangular, with a period of $4\text{ }\mu\text{m}$, channel width $2\text{ }\mu\text{m}$, ridge $2\text{ }\mu\text{m}$, depth 560 nm

The behavior of the thermally formed microchannel was investigated numerically with the COMSOL Multiphysics 5.2a software. The results of the microchannel dynamic response simulation are shown in Figures 6 and 7. System deformations excited at 110 MHz are the first form of oscillation shown in the displacement field in the X direction (Fig. 6). It can be observed that the inner lateral surfaces of the microchannel fluctuate in the half-wave mode. The cross-sectional area increases or decreases in the same phase over the entire length of the microchannel; therefore, the microchannel acts as a mechanical valve and bioparticles cannot leak. When the system is excited at 122 MHz , the second form of oscillation, the inner surfaces of the microchannel vibrate in full-wave mode with a 180° phase difference (Fig. 7). Thus, the microchannel is divided into two segments with different concentrations of bioparticles – the accumulation of particles at the midpoint (wave node), and no particles at both ends (Fig. 7). If no oscillations are generated in the channel, particles can flow freely through it.

freq(1)=1.1E8 Hz Surface: Displacement field, X component (μm)

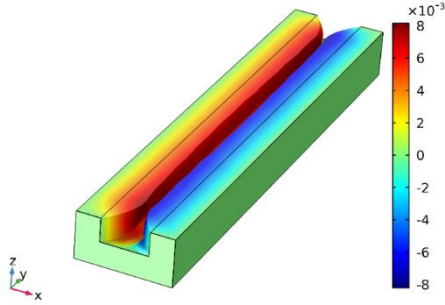


Fig. 6 Field of displacement of the periodically excited (at 110 MHz) microchannel in the x-axis direction

freq(3)=1.22E8 Hz Surface: Displacement field, X component (μm)

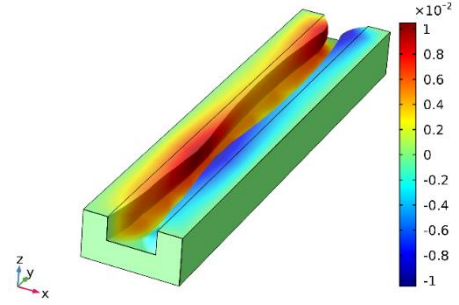


Fig. 7 Field of displacement of the periodically excited (122 MHz) microchannel in the x-axis direction

Pressure-driven flow was used to determine the flow characteristics in the microchannel network. The analyzed microchannel network is a periodic microfluidic structure (4 μm period, 0.56 μm depth) consisting of 100 microchannels. A pressure of 1 bar was maintained in the inlet tank. Microfluidic analysis was performed using three types of liquids: distilled water, acetone, and glycerin. In all cases, the calculated Reynolds number is significantly lower than 1. If the Reynolds number is very small, much lower than 1, then the fluid flows evenly, i.e. the viscous forces of the liquid dominate against the inertial forces. The determined pressure flow parameters for different microchannel operation modes are presented in Table 1. The experiment with glycerol was not successful because the resulting flow was very small and could not be measured.

The obtained flow values (Table 1) correlate with the microchannel oscillation forms. When a channel oscillates at 110 MHz, its cross-sectional area varies almost uniformly over the entire length of the channel. When a channel oscillates in the second form at a frequency of 122 MHz, the changes in the cross-sectional area in certain areas of the channel are more expressed. The maximum flow is obtained when no oscillations are generated in the channel because the cross-sectional area is not reduced. The first form of oscillation has the smallest flow. This corresponds to the largest change in the cross-sectional area. The second form of oscillation is intermediate in terms of both the change in cross-sectional area and the flow rate.

Table 1. The pressure creates a microflow of different modes

Liquid	Viscosity, cP	Density, g/cm ³	Theoretical flow rate, $\mu\text{L}/\text{min}$	Experimental flow rate, $\mu\text{L}/\text{min}$		
				$f=0$ Hz	$f=110\text{MHz}$	$f=122\text{MHz}$
Distilled water	1	1	0.145	0.11 ± 0.002	0.05 ± 0.001	0.08 ± 0.001
Acetone	0.32	0.79	0.452	0.42 ± 0.004	0.2 ± 0.002	0.31 ± 0.003
Glycerin	1.400	1.26	0.0001	-	-	-

3. The synthesis and investigation of lead-free piezoelectric composite

The toxicity of lead oxide has recently been extensively studied, leading to the development of lead-free piezoceramics. These ceramics would be used in devices for medical, pharmaceutical, and other fields. Therefore, lead-free piezoelectric ceramics of barium-calcium zirconate titanate $\text{Ba}_{0.85}\text{Ca}_{0.15}(\text{Zr}_{0.1}\text{Ti}_{0.9})\text{O}_3$ (BCZT) were synthesized and presented in the thesis. A modified oxalate-hydroxide precipitation method was used for the synthesis of barium-calcium zirconate titanate nanocrystalline powder. XRD spectrometry confirmed the synthesis of BCZT material (Fig. 8). The BCZT/PMMA suspension mixture was prepared in a ratio of 80:20. This ratio was chosen based on previous studies.

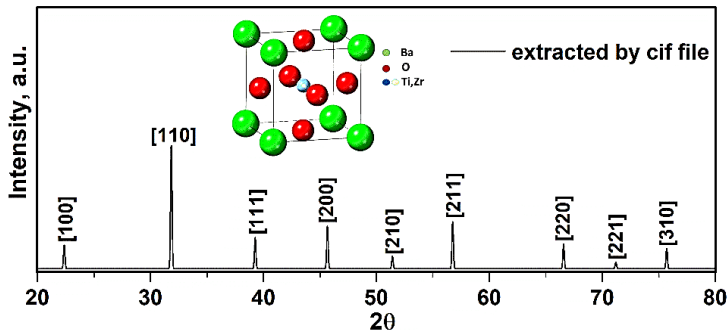


Fig. 8 BCZT radiograph

The Zisman method was used to determine the surface hydrophobicity of the samples by estimating the critical stress on the solid surface after measuring the contact angle θ . All samples were found to have hydrophilic properties, i.e., the samples show a weak interaction of the liquids (glycerol, olive oil, and spirits) with the coating surface.

Sample Ba48 has a maximum critical surface tension ($\sigma_{crit} = 27.20\text{mN/m}$) which depends on the substance and its chemical nature, interfacial type, surface texture and roughness.

To evaluate the direct piezoelectric effect of the samples, the samples were excited using a 5N amplitude mechanical pulse, and the voltage characteristics were recorded on a PicoScope USB oscilloscope. Voltage was measured in an open circuit. The manufactured BCZT elements generated voltages from 78mV to 782mV. The Ba32 sample had the best piezoelectric properties, and the Elastic modulus of these samples ranged from 0.8 to 1.25 GPa depending on the coating thickness.

The operation of the developed microfluidic element for particle flow control is based on the principle of bulk acoustic waves. Due to the piezoelectric properties of the BCZT composite in the developed element, bulk acoustic waves will be generated and resonance in microchannels will be created. A prototype of the microfluidic device based on the BCZT composite is shown in Figure 9.

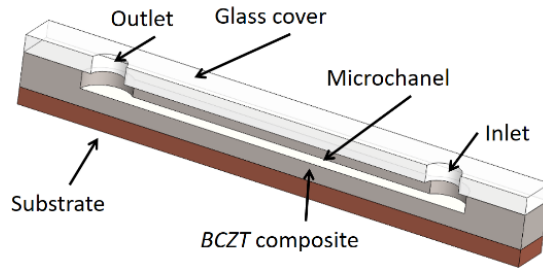


Fig. 9 The microfluidic prototype based on the BCZT composite

The BCZT-based microfluidic device consists of a base and a layer of BCZT composite deposited on top of the base to form a microchannel (Figure 9). A glass lid with inlets and outlets covers the microchannel. The microchannel is $350\ \mu\text{m}$ wide, $100\ \mu\text{m}$ high and $20\ \text{mm}$ long. It was formed using thermal embossing based on high frequency oscillations. The operation of this microfluidic device is based on the principle of acoustophoresis (Fig. 10).

The microchannel consists of fluid inlet and outlet connections. The microparticles in the liquid are directed at the middle of the microchannel using bulk acoustic waves (Fig. 10). The particles move towards the center of the microchannel, where acoustic wave pressure is the lowest when the microchannel is excited at a frequency of $f = 2.1\ \text{MHz}$. The excitation was chosen to form a $\lambda/2$ standing pressure wave (Fig. 10).

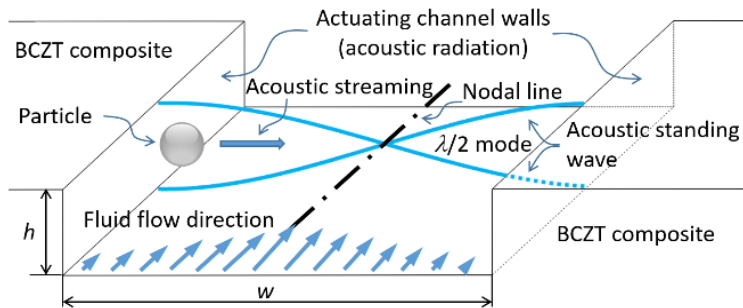


Fig. 10 Principle of microfluidic operation

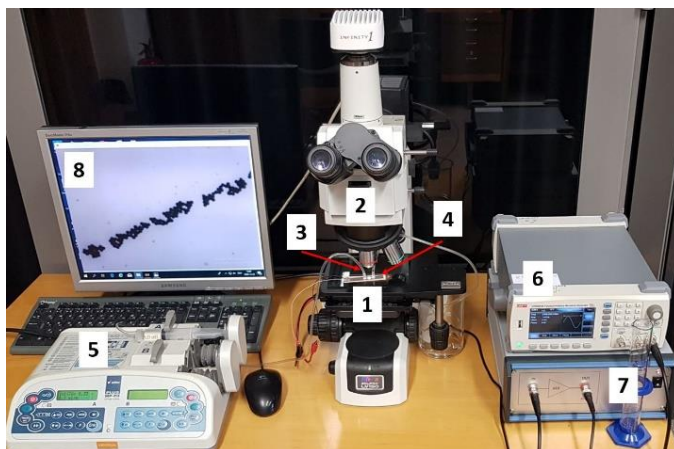
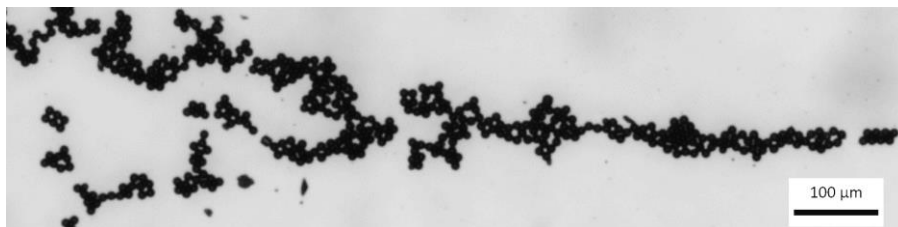


Fig. 11 The test system of the microfluidic device consists of (1) a microfluidic element, (2) the Nikon ECLIPSE LV150 microscope, (3) a liquid supply connection, (4) a liquid discharge connection, (5) an Aitecs PLUS SEP-21S liquid dispenser, (6) a UNI –T UTG2025A signal generator, (7) an FLC Electronics A400 high voltage linear amplifier and (8) a monitor

An experimental setup was constructed for the experimental particle control study in the microchannel (Fig. 11). According to the principles of fluid mechanics, when a laminar flow caused by pressure is observed in microchannels, the velocity of the fluid at the walls is 0 (non-slip limit condition). During the flow, 10 μm diameter polystyrene particles are focused in the center of the microchannel (Fig. 12). The flow rate was 5 $\mu\text{L}/\text{min}$.



3.12 pav. Focused particles in the microchannel

Experimental data showed that using 1.89 MHz bulk acoustic waves, polystyrene particles are focused in the center of the microchannel. Due to the larger BCZT composite layer and the larger microchannel width, the experimental frequency is about 11% lower than the theoretical one.

4. Formation of a system of microfluidic elements and investigation of fluid dynamics in them

When forming microchannel arrays in a polycarbonate plate, to ensure the efficiency of the imprint process and the geometry of the obtained channels, their location scheme on the PC plate should be chosen according to the vibration patterns of the

used to heat it. A thermocouple and a specially designed controller are used to control the temperature, with an error of less than 1°C. High frequency longitudinal oscillations are used to form microchannels in a temperature-softened polymer.

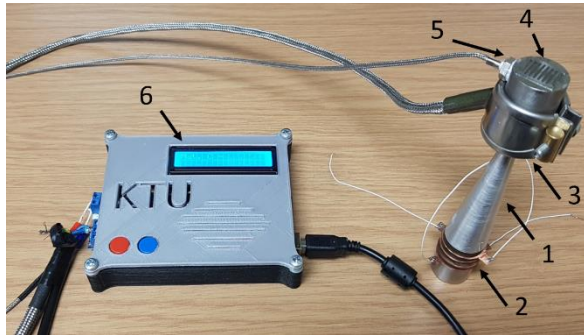


Fig. 15 Vibratory-thermal forming device for periodic microstructures: (1) sonotrode; (2) piezo ceramic rings; (3) heating element; (4) imprint with a microperiodic structure; (5) thermocouple; (6) temperature control unit

It is crucial to be able to evaluate the fluid flow parameters in microfluidic devices. Therefore, laser interferometry methods such as time-averaged holography and laser beam diffraction have been proposed for indirect monitoring of fluid dynamics in microchannels.

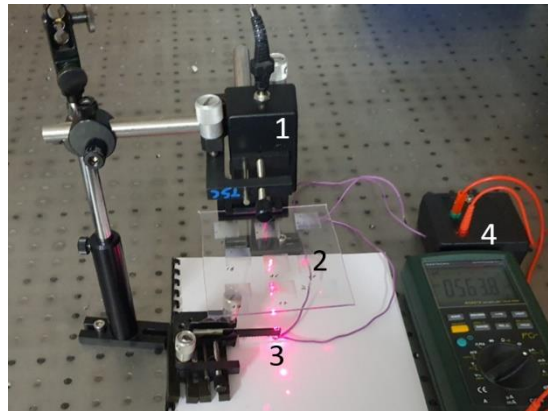


Fig. 16 Diffraction efficiency measurement stand: (1) laser (633 nm), (2) plate with microchannels, (3) photodiode, (4) multimeter

If the period of the microchannel system is up to several tens of micrometers, the phenomenon of coherent light diffraction in the slit is recommended for the determination of the liquid concentration (Fig. 16). As the density of the analyte changes, i.e., at the same time, for the refractive index, the dynamics of fluid concentration can be assessed by diffraction measurements.

The refractive index of liquids usually varies from 1.26 (Chlorodifluoromethane refrigerant R-22) to 1.538 (Methyl salicylate), so this range of refractive index variation from 1.26 to 1.54 has been chosen for theoretical

calculations. Three liquids with known properties were selected for the experimental studies: distilled water, propylene glycol, and glycerol.

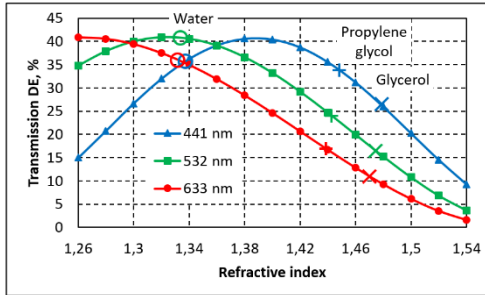


Fig. 17 The dependence of the first-order diffraction peak efficiency on the refraction index

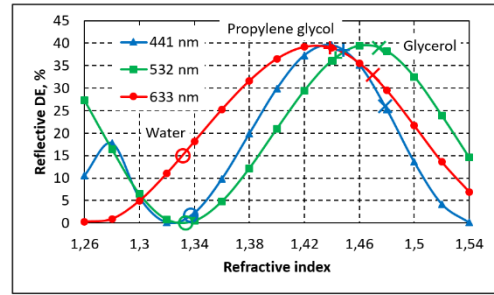


Fig. 18 The dependence of the first-order diffraction peak efficiency on the refractive index

The graphs in Figures 17 and 18 show that the dependence of the diffraction efficiencies on the refractive index is very clear in both cases. However, in the case of a reflective microfluidic element, the rate of change of intensity is higher, i.e. these types of structures are more sensitive to change in refractive index. However, the results obtained using the three lasers are quite similar. Therefore, the use of a transparent structure is recommended when developing a methodology based on the use of three-wavelength lasers, as the difference between the results obtained with different lasers is bigger.

In the case when the width of the microchannel is greater than the coherent wavelength, it is proposed to use a Denisiuk hologram recording scheme for the study of fluid dynamics.

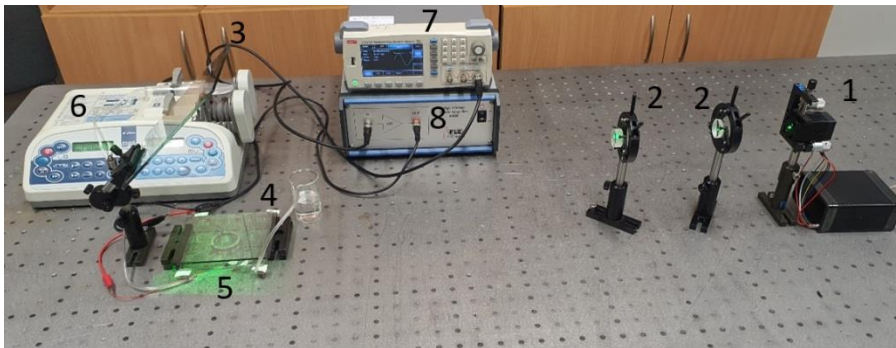


Fig. 19 Optical holography stand: (1) laser, (2) collimating lenses, (3) mirror, (4) holographic plate (PFG-03C, Slavich), (5) plate with microchannels and attached ceramics, (6) liquid dispenser, (7) signal generator, (8) amplifier

Figure 19 shows a Denisiuk hologram recording stand for studying the dynamics of fluid concentration. The beam of the laser (1) ($\lambda = 532\text{nm}$) is expanded by means of the lens (2) and directed by using a mirror (3) to the holographic plate (4) behind which a polycarbonate plate with microchannels (5) is placed. The

microchannels are connected to the liquid dispenser (6) and to the liquid discharge tank. The piezoceramic ring used to excite the microchannel system is connected to a signal generator (7) and an amplifier (8). The interfering image averaged over time in the photographic plate is recorded. To ensure high quality holograms, it is necessary to ensure stability in the optical system, i.e., system should be isolated from the environment using an optical anti-vibration table.



Fig. 20 Time average hologram of the acoustic pressure in microchannel

The experimental result is shown in Figure 20. From theoretical calculations, we know that there is the lowest pressure in the center of the microchannel, a node is formed, and the refractive index of the liquid does not change over time. Moving towards the walls, the acoustic pressure increases and the refractive index of the liquid changes. This is also reflected in the hologram (Fig. 20). In the center, a white line that identifies a stable zone (node) is observed, and black lines indicate the change in the acoustic field averaged over time.

Conclusions

In the near future, microfluidic technologies will replace traditional analytical methods in biomedicine. Therefore, the ability to control the movement of particles or to separate liquid mixtures into individual components in devices based on the flow of liquid through microchannels is a goal in many applications. Such systems pose a number of problems (biocompatibility, versatility, energy loss, efficiency, etc.) that scientists are trying to solve. The development of a functional microfluidic element for the control of microparticles by bulk acoustic waves based on a lead-free piezoelectric nanocomposite allowed to reach the following results:

1. It has been experimentally determined that a hydrophobic or hydrophilic surface of a composite can be obtained by properly selecting a binder for a piezoelectric nanocomposite. The wetting angle of PZT with polyvinyl butyral (PVB), poly (methyl methacrylate) (PMMA) and polystyrene (PS) is between 80.71° (PZT/PVB) and 92.94° (PZT/PMMA), which suggests that with PZT/PMMA it is a hydrophobic material suitable for the manufacture of microfluidic systems. The microfluidic functional element, designed on the basis of this material can operate in three modes: initial state, valve (110 MHz) and trap (122 MHz). The theoretical values of flow rate in microchannels coincide with the experimentally obtained flow rate values, in the absence of oscillations, the experimental water flow rate is $0.11 \mu\text{L}/\text{min}$, the flow in the microvalve phase decreases to $0.05 \mu\text{L}/\text{min}$ and the trap phase reduces the flow to $0.08 \mu\text{L}/\text{min}$.
2. The synthesized unleaded BZCT/PMMA nanocomposite has a piezoelectric effect at the micrometric level, allowing the development of microfluidic devices that are biocompatible. The composite consists of crystallites with an

average size of $0.72 \pm 0.05 \text{ }\mu\text{m}$ and a surface with hydrophilic properties (critical surface stresses from 20.05 mN/m to 27.20 mN/m). The BZCT/PMMA nanocomposite sample is subjected to a 5 N mechanical pulse, generating a voltage from 76 mV to 782 mV depending on the coating thickness (70 μm in the first case and 109 μm in the second case).

3. A rectangular microchannel functional element 350 μm wide, 100 μm high and 20 mm long is designed to control microparticles using bulk acoustic waves. Using a thermal forming method based on high frequency oscillations, these functional elements were transferred to the BCZT/PMMA nanocomposite material. Theoretical calculations have shown that the fluid flow in this type of functional elements is laminar, and an excitation of 2.1 MHz is required to concentrate the particles in the middle of the channel. It has been experimentally determined that polystyrene particles are concentrated in the center of the microchannel using bulk acoustic waves at a frequency of 1.89 MHz. Due to changes in geometrical parameters during production and the adhesive layer between the microchannel and the glass the resonant frequency is 11% lower than the theoretical.
4. Considering the applications of microfluidic devices and the fluid flow parameters in them, two methods based on the principles of laser interferometry have been developed to analyze the concentration of liquids in periodic microstructures. If the period of the microchannel system is up to 100 μm , it is recommended to use the phenomenon of coherent light diffraction in the crack to determine the concentration of liquids. Theoretical calculations and experimental studies have shown that the dependence of the diffraction efficiencies on the refractive index is high enough (when the refractive index varies from 1.26 to 1.54, the diffraction efficiency varies from 0 to 40 percent) to allow the noncontact and indirect method to measure the refractive index of a liquid. A methodology based on the Denisiuk hologram recording method is proposed for the monitoring of dynamic processes in microchannels. This optical scheme is simple and provides efficient and simple monitoring of time-averaged dynamic processes.

LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. Wen Li, Liyuan Zhang, Xuehui Ge, Biyi Xu, Weixia Zhang, Liangliang Qu, Chang-Hyung Choi, Jianhong Xu, Afang Zhang, Hyomin Lee and David A. Weitz, Microfluidic fabrication of microparticles for biomedical applications, *Chem. Soc. Rev.*, 47, 5646-5683, 2018.
2. V. Solis-Tinoco, S. Marquez, T. Quesada-Lopez, F. Villarroy, A. Homs-Corberaa, L.M. Lechugaa, Building of a flexible microfluidic plasmonanomechanical biosensor for live cell analysis, *Sensors and Actuators B: Chemical*, 291, 48-57, 2019.
3. Mohammadhossein Dabaghi, Neda Saraei, Gerhard Fusch, Niels Rochow, John L. Brash, Christoph Fusch and P. Ravi Selvaganapathy, An ultra-thin highly flexible microfluidic device for blood oxygenation, *Lab Chip*, 18, 3780-3789, 2018.
4. Yeo, J.C.; Yu, J.; Koh, Z.M.; Wang, Z.; Lim, C.T. Wearable tactile sensor based on flexible microfluidics, *Lab Chip*, 16, 3244–3250, 2016.
5. Sungbong Kim, Boram Lee, Jonathan T. Reeder, Seon Hee Seo, Sung-Uk Lee, Aurélie Hourlier-Fargette, Joonchul Shin, Yurina Sekine, Hyoyoung Jeong, Yong Suk Oh, Alexander J. Aranyosi, Stephen P. Lee, Jeffrey B. Model, Geumbee Lee, Min-Ho Seo, Sung Soo Kwak, Seongbin Jo, Gyungmin Park, Sunghyun Han, Inkyu Park, Hyo-Il Jung, Roozbeh Ghaffari, Jahyun Koo, Paul V. Braun, and John A. Rogers, Soft, skin-interfaced microfluidic systems with integrated immunoassays, fluorometric sensors, and impedance measurement capabilities, *PNAS*, 117 (45) 27906-27915, 2020.
6. Mingkuan, Xiaohong Wang, Zhiping Huang, Wei Rao, Liquid Metal Based Flexible and Implantable Biosensors, *Biosensors*, 10 (11), 170, 2020,.
7. Chang Liang, Wenming Su, Xiaoyan Sun, Youwang Hu, Ji'an Duan, Femtosecond Laser Patterning Wettability-Assisted PDMS for Fabrication of Flexible Silver Nanowires Electrodes, *Advanced Materials Interfaces*, 8, 2100608, 2021.
8. Metin Uz, Matthew T. Lentner, Kyle Jackson, Maxsam S. Donta, Juhung Jung, John Hondred, Eric Mach, Jonathan Claussen, and Surya K. Mallapragada, Fabrication of Two-Dimensional and Three-Dimensional High-Resolution Binder-Free Graphene Circuits Using a Microfluidic Approach for Sensor Applications, *ACS Appl. Mater*, 12, 11, 13529–13539, 2020.
9. Jing Sun, Wenhui Zhou, Haibo Yang, Xue Zhen, Longfei Ma, Dirk Williams, Xudong Sun, Ming-Fei Lang, Highly transparent and flexible circuits through patterning silver nanowires into microfluidic channels, *Chem. Commun.*, 54, 4923-4926, 2018.
10. Magdalena Malankowska, Ismael Pellejero, Ignacio Julian, Hoon Suk Rho, Pedro Pinczowski, Roald M. Tiggelaar, Han Gardeniers, Reyes Mallada, Maria Pilar Pina, On the Improvement of Alveolar-Like Microfluidic Devices for Efficient Blood Oxygenation, *Advanced Materials Technologies*, 6, 2001027, 2021.
11. Vanessa Kappings, Christoph Grün, Darja Ivannikov, Isabella Hebeiss, Saskia Kattge, Ina Wendland, Bastian E. Rapp, Matthias Hettel, Olaf Deutschmann,

Ute Schepers, vasQchip: A Novel Microfluidic, Artificial Blood Vessel Scaffold for Vascularized 3D Tissues, *Advanced Materials Technologies*, 3, 1700246, 2018.

12. D.Pinho, B. N. Muñoz-Sánchez, C .F. Anes, E. J. Vega, R. Lima, Flexible PDMS microparticles to mimic RBCs in blood particulate analogue fluids, *Mechanics Research Communications*, 100, 103399, 2019.

13. Hedieh Fallahi, Jun Zhang, Hoang-Phuong Phan, Nam-Trung Nguyen, Flexible Microfluidics: Fundamentals, Recent Developments, and Applications, *Micromachines*, 10 (12), 830, 2019.

14. Bin Liu, Eric Kim, Anika Meggo, Sachin Gandhi, Hao Luo, Srinivas Kallakuri, Yong Xu, Jinsheng Zhang, Enhanced biocompatibility of neural probes by integrating microstructures and delivering anti-inflammatory agents via microfluidic channels, *Journal of Neural Engineering*, 14, 2, 2017.

15. Joo Yong Sim, Matthew P. Haney, Sung Il Park, Jordan G. McCall Jae-Woong Jeong, Microfluidic neural probes: in vivo tools for advancing neuroscience, *Lab Chip*, 17, 1406-1435, 2017.

16. Katharina F.Sonnen, Christoph A.Merten, Microfluidics as an Emerging Precision Tool in Developmental Biology, *Developmental Cell*, 48, 3, 293-311, 2019.

17. Yaxiaer Yalikun, Nobutoshi Ota, Baoshan Guo, Tao Tang, Yuqi Zhou, Cheng Lei, Hirofumi Kobayashi, Yoichiroh Hosokawa, Ming Li, Hector Enrique Muñoz, Dino Di Carlo, Keisuke Goda, Yo Tanaka, Effects of Flow-Induced Microfluidic Chip Wall Deformation on Imaging Flow Cytometry, *Cytometry A*, 97A, 909–920, 2020.

18. Aryan Mehboudi, Junghoon Yeom, Experimental and theoretical investigation of a low-Reynolds-number flow through deformable shallow microchannels with ultra-low height-to-width aspect ratios, *Microfluidics and Nanofluidics*, 23(5), 2019.

19. A. Raj, Pearlson P. A. Suthanthiraraj, A. K. Sen, Pressure-driven flow through PDMS-based flexible microchannels and their applications in microfluidics, *Microfluidics and Nanofluidics*, 22, 128, 2018.

20. Thomas Gervais, Jamil El-Ali, Axel Güntherb, Klavs F. Jensen, Flow-induced deformation of shallow microfluidic channels, *Lab Chip*, 6, 500–507, 2006.

21. Perry Cheung, Kazumi Toda-Peters, Amy Q. Shen, In situ pressure measurement within deformable rectangular polydimethylsiloxane microfluidic devices. *Biomicrofluidics*, 6, 026501, 2012.

22. Hardy B. S., Uechi K., Zhen J., Pirouz Kavehpour H., The deformation of flexible PDMS microchannels under a pressure driven flow, *Lab Chip*, 9, 935–938, 2009.

23. Raj A., Sen A., Flow-induced deformation of compliant microchannels and its effect on pressure–flow characteristics, *Microfluid and Nanofluid*, 20, 31, 2016.

24. Cong Chao, Xiaoqiang Jin, Xianfeng Fan, Effect of network structure on the bubble dislodgment and pressure distribution in microfluidic networks with multiple bifurcations, *Chemical Engineering Science*, 209, 115176, 2019.

25. Eriola-Sophia Shanko, Yoeri van de Burgt, Patrick D. Anderson, Jaap M. J. den Toonder, Microfluidic Magnetic Mixing at Low Reynolds Numbers and in Stagnant Fluids, *Micromachines*, 10 (11), 731, 2019.
26. Mahmut Burak Okuducu, Mustafa M. Aral, Novel 3-D T-Shaped Passive Micromixer Design with Helicoidal Flows, *Processes*, 7(9), 637, 2019.
27. Bappa Mondal, Sukumar Pati, Promod Kumar Patowari, Fabrication of wavy micromixer using soft lithography technique, *Materials Today: Proceedings*, 26, 2, 1271-1278, 2020.
28. Marco E. Rosti, Luca Brandt, Low Reynolds number turbulent flows over elastic walls editors-pick, *Physics of Fluids*, 32, 083109, 2020.
29. Kaminaga M., Ishida T., Omata T., Fabrication of Pneumatic Microvalve for Tall Microchannel Using Inclined Lithography, *Micromachines*, 7, 224, 2016.
30. Tadashi Ishidaa, David McLaughlin, Yuya Tanaka, Toru Omataa, First-come-first-store microfluidic device of droplets using hydrophobic passive microvalves, *Sensors and Actuators B: Chemical*, 254, 1005-1010, 2018.
31. Arun Gunda, Gürhan Özkayar, Marcel Tichem, Murali Krishna Ghatkesar, Proportional Microvalve Using a Unimorph Piezoelectric Microactuator, *Micromachines*, 11(2), 130, 2020.
32. Zhen-hao Lin, Xiao-juan Li, Zhi-jiang Jin, Jin-yuan Qian, Fluid-Structure Interaction Analysis on Membrane Behavior of a Microfluidic Passive Valve, *Membranes*, 10(10), 300, 2020.
33. Yong Zhong, Daniel Filippini, Edwin W. H. Jager, A Versatile Flexible Polymer Actuator System for Pumps, Valves, and Injectors Enabling Fully Disposable Active Microfluidics, *Advanced Materials Technologies*, 6, 2000769, 2020.
34. Tuo Ma, Shixin Sun, Baoqing Li, Jiaru Chu, Piezoelectric peristaltic micropump integrated on a microfluidic chip, *Sensors and Actuators A: Physical*, 292, 90-96, 2019.
35. Hunter Jarrett, Micah Wade, Joseph Kraai, Gregory L. Rorrer, Alan X. Wang & Hua Tan, Self-powered microfluidic pump using evaporation from diatom biosilica thin films, *Microfluidics and Nanofluidics*, 24, 36, 2020.
36. Hao Zhang, Yifeng Zhu, Youqing Shen, Microfluidics for Cancer Nanomedicine: From Fabrication to Evaluation, *Small*, 14 (28), e1800360, 2018.
37. Anna Fornell, Kevin Cushing, Johan Nilsson, Maria Tenje, Binary particle separation in droplet microfluidics using acoustophoresis featured, *Applied Physics Letters*, 112, 063701, 2018.
38. Erick Garcia-Cordero, Francesco Bellando, Junrui Zhang, Fabien Wildhaber, Johan Longo, Hoël Guérin, Adrian M. Ionescu, Adrian M. Ionescu, Three-Dimensional Integrated Ultra-Low-Volume Passive Microfluidics with Ion-Sensitive Field-Effect Transistors for Multiparameter Wearable Sweat Analyzers, *ACS Nano*, 12, 12, 12646–12656, 2018.
39. Pingan Zhu, Liqiu Wang, Passive and active droplet generation with microfluidics: a review, *Lab Chip*, 17, 34-75, 2017.

40. Jacob B. Nielsen, Robert L. Hanson, Haifa M. Almughamsi, Chao Pang, Taylor R. Fish, and Adam T. Woolley, Microfluidics: Innovations in Materials and Their Fabrication and Functionalization, *Anal. Chem.*, 92, 1, 150–168, 2020.
41. Drago Sticker, Reka Geczy, Urs O. Häfeli, and Jörg P. Kutter, Thiol–Ene Based Polymers as Versatile Materials for Microfluidic Devices for Life Sciences Applications, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, 12, 9, 10080–10095, 2020.
42. Seyed Ali Mousavi Shaegh, Adel Pourmand, Mahboubeh Nabavinia, Huseyin Avci, Ali Tamayol, Pooria Mostafalu, Habib Badri Ghavifekr, Esmaeil Najafi Aghdam, Mehmet Remzi Dokmeci, Ali Khademhosseini, Yu Shrike Zhang, Rapid prototyping of whole-thermoplastic microfluidics with built-in microvalves using laser ablation and thermal fusion bonding, *Sensors and Actuators B: Chemical*, 255, 1, 100–109, 2018.
43. Karel Domansky, Josiah D. Sliz, Norman Wen, Christopher Hinojosa, Guy Thompson II, Jacob P. Fraser, Tiama Hamkins-Indik, Geraldine A. Hamilton, Daniel Levner, Donald E. Ingber, SEBS elastomers for fabrication of microfluidic devices with reduced drug absorption by injection molding and extrusion, *Microfluidics and Nanofluidics*, 21, 107, 2017.
44. Jay M. Taylor, Karla Perez-Toralla, Ruby Aispuro, Stephen A. Morin, Covalent Bonding of Thermoplastics to Rubbers for Printable, Reel-to-Reel Processing in Soft Robotics and Microfluidics, *Adv. Mater.*, 30, 1705333, 2018.
45. Kiran Raj M, Suman Chakraborty, PDMS microfluidics: A mini review, *J. Appl. Polym. Sci.*, 137, 48958, 2020.
46. Stefania Torino, Brunella Corrado, Mario Iodice, Giuseppe Coppola, PDMS-Based Microfluidic Devices for Cell Culture, *Inventions*, 3 (3), 65, 2018.
47. Tatiana Trantidou, Yuval Elani, Edward Parsons, Oscar Ces, Hydrophilic surface modification of PDMS for droplet microfluidics using a simple, quick, and robust method via PVA deposition, *Microsystems and Nanoengineering*, 3, 16091, 2017.
48. Xiuqing Ma, Rui Li, Zhiming Jin, Yiqiang Fan, Xuance Zhou, Yajun Zhang, Injection molding and characterization of PMMA-based microfluidic devices, *Microsystem Technologies*, 26, 1317–1324, 2020.
49. Sharma T. Sanjay, Meihan Li, Wan Zhou, Xiaochun Li & XiuJun Li, A reusable PMMA/paper hybrid plug-and-play microfluidic device for an ultrasensitive immunoassay with a wide dynamic range, *Microsystems and Nanoengineering*, 6, 28, 2020.
50. Gamal A. Nasser, Ahmed M.R. Fath El-Bab, Ahmed L. Abdel-Mawgood, Hisham Mohamed, Abdelatty M. Saleh, CO₂ Laser Fabrication of PMMA Microfluidic Double T-Junction Device with Modified Inlet-Angle for Cost-Effective PCR Application, *Micromachines*, 10 (10), 678, 2019.
51. Yunru Yu, Jiahui Guo, Lingyu Sun, Xiaoxuan Zhang, Yuanjin Zhao, Microfluidic Generation of Microsprings with Ionic Liquid Encapsulation for Flexible Electronics, *Research*, 6906275, 9, 2019.
52. Zhao Wang, Lun Tan, Xumin Pan, Gao Liu, Yahua He, Wenchao Jin, Meng Li, Yongming Hu, Haoshuang Gu, Self-Powered Viscosity and Pressure

Sensing in Microfluidic Systems Based on the Piezoelectric Energy Harvesting of Flowing Droplets, *Appl. Mater. Interfaces*, 9, 34, 28586–28595, 2017.

53. Yiqiang Fan, Lei Huang, Rubing Cui, Xuance Zhou, Yajun Zhang, Thermoplastic polyurethane-based flexible multilayer microfluidic devices, *J. Micro/Nanolith. MEMS MOEMS*, 19 (2), 024501, 2020.

54. Abdi Mirgissa Kaba, Hyunjin Jeon, Areum Park, Kyungjin Yi, Seonhyeok Baek, Aeja Park, Dohyun Kim, Cavitation-microstreaming-based lysis and DNA extraction using a laser-machined polycarbonate microfluidic chip, *Sensors and Actuators B: Chemical*, 346, 130511, 2021.

55. Daniel Selzerorcid, Burkard Spiegelorcid, Matthias Kind, A Generic Polycarbonate Based Microfluidic Tool to Study Crystal Nucleation in Microdroplets, *Journal of Crystallization Process and Technology*, 8, 1, 2018.

56. Zengliang Hu, Xueye Chen, Zhen Yao, Xiaodong Chen, Baoding Fu, Lei Zhang, Fabricated polycarbonate microchannel with different films using CO₂ laser beam of two-pass for microfluidic chip, *Microsystem Technologies*, 24, 2325–2331, 2018.

57. Lei Wang, David S. Dandy, A microfluidic concentrator for cyanobacteria harvesting, *Algal Research*, 26, 481–489, 2017.

58. Seema Thapa, Yun Seok Heo, Microfluidic technology for in vitro fertilization (IVF), *JMST Advances*, 1, 1–11, 2019.

59. S. Syama, P. V. Mohanan, Microfluidic based human-on-a-chip: A revolutionary technology in scientific research, *Trends in Food Science & Technology*, 110, 711–728, 2021.

60. Jihye Kim, Jae Bem You, Sung Min Nam, Sumin Seo, Sung Gap Im, Wonhee Lee, Rollable Microfluidic Systems with Microscale Bending Radius and Tuning of Device Function with Reconfigurable 3D Channel Geometry, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, 9, 12, 2017.

61. Jessica Ortigoza-Diaz, Kee Scholten, Christopher Larson, Angelica Cobo, Trevor Hudson, James Yoo, Alex Baldwin, Ahuva Weltman Hirschberg, Ellis Meng, Techniques and Considerations in the Microfabrication of Parylene C Microelectromechanical Systems, *Micromachines*, 9 (9), 422, 2018.

62. Long Pangab, Jing Ding, Xi-Xian Liub, Shih-Kang Fan, Digital microfluidics for cell manipulation, *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 117, 291–299, 2019.

63. Samuel B. Berry, Tianzi Zhang, John H. Day, Xiaojing Su, Ilham Z. Wilson, Erwin Berthier, Ashleigh B. Theberge, Upgrading well plates using open microfluidic patterning, *Lab Chip*, 17, 4253–4264, 2017.

64. Dan Voicua, Gabriella Lestari, Yihe Wang, Michael DeBono, Minseok Seoa, Sangho Cho, Eugenia Kumacheva, Thermoplastic microfluidic devices for targeted chemical and biological applications, *RSC Adv.*, 7, 2884–2889, 2017.

65. Rajamanickam Sivakumar, Nae Yoon Lee, Microfluidic device fabrication mediated by surface chemical bonding, *Analyst*, 145, 4096–4110, 2020.

66. Shipeng Zhang, Md Abu Zahed, Md. Sharifuzzaman, Sanghyuk Yoon, Xue Hui, Sharat Chandra Barman, Sudeep Sharma, Hyo Sang Yoon, Chani Park, Jae Yeong Park, A wearable battery-free wireless and skin-interfaced microfluidics

integrated electrochemical sensing patch for on-site biomarkers monitoring in human perspiration, *Biosensors and Bioelectronics*, 175, 112844, 2021.

67. Jonathan Grinham, Salmaan Craig, Donald E. Ingber, MartinnBechthold, Origami microfluidics for radiant cooling with small temperature differences in buildings, *Applied Energy*, 277, 115610, 2020.

68. Jie Liang, Hao Bian, Qing Yang, Yao Fang, Chao Shan, Xue Bai, Yang Cheng, Jiale Yong, Xun Hou, Feng Chen, Femtosecond laser-patterned slippery surfaces on PET for liquid patterning and blood resistance, *Optics & Laser Technology*, 132, 106469, 2020.

69. Matthew L. Fitzgerald, Sara Tsai, Leon M. Bellan, Rebecca Sappington, Yaqiong Xu, Deyu Li, The relationship between the Young's modulus and dry etching rate of polydimethylsiloxane (PDMS), *Biomedical Microdevices*, 21, 26, 2019.

70. Jing Sun, Wenhui Zhou, Haibo Yang, Xue Zhen, Longfei Ma, Dirk Williams, Xudong Sun, Ming-Fei Lang, Highly transparent and flexible circuits through patterning silver nanowires into microfluidic channels, *Chem. Commun.*, 54, 4923-4926, 2018.

71. Hyungseok Cho, Jinho Kim, Ki-Ho Han, An assembly disposable degassing microfluidic device using a gas-permeable hydrophobic membrane and a reusable microsupport array, *Sensors and Actuators B: Chemical*, 286, 353-361, 2019.

72. Fahima Akther, Shazwani Binte Yakob, Nam-Trung Nguyen, Hang T. Ta, Surface Modification Techniques for Endothelial Cell Seeding in PDMS Microfluidic Devices, *Biosensors*, 10 (11), 182, 2020.

73. Xingjian Hu, Fan Yang, Mingzhao Guo, Jiayun Pei, Haiyan Zhao, Yujun Wang, Fabrication of polyimide microfluidic devices by laser ablation based additive manufacturing, *Microsystem Technologies*, 26, 1573–1583, 2020.

74. Shan Xu, Xiaolong Ren, Ning Zhao, Lei Wu, Zhiguang Zhang, Yanfang Fan, Nanwen Li, Self-crosslinking of bromomethylated 6FDA-DAM polyimide for gas separations, *Journal of Membrane Science*, 636, 119534, 2021.

75. Jianze Huang, Yang Liu, Zhiyong Tang, Xiufeng Shao, Congchun Zhang, A Polymer-Based Microfluidic Sensor for Biochemical Detection, *IEEE Sensors Journal*, 20, 12, 2020.

76. Hamid Reza Hosseini, Hamed Nikookar, Gurkan Yesiloz, Mozghan Naseh, Mehdi Mohammadi, 15 - An overview on micropumps, micromixers, and their applications in bioprocess, *Advances in Bioenergy and Microfluidic Applications*, 365-386, 2021.

77. Ayesha Aftab, Shazia Bashir, Saima Rafique, Tayyaba Ghani, Ranjha Khan, Muhammad Bashir, Aiman Ehsan, Malik Ihsanullah Khan, Atta Ullah Shah, Arshad Mahmood, Microfluidic platform for encapsulation of plant extract in chitosan microcarriers embedding silver nanoparticles for breast cancer cells, *Applied Nanoscience*, 10, 2281–2293, 2020.

78. Xiao-Qing Yu, Xia-Hong Hu, Liangliang Zhu, Ge Li, Min Guo, Qing Li, Chen Xu, Su Chen, Fabrication of magnetically driven photonic crystal fiber film

via microfluidic blow-spinning towards dynamic biomimetic butterfly, *Materials Letters*, 291, 129450, 2021.

79. Yiqiang Fan, Lei Huang, Rubing Cui, Xuance Zhou, Yajun Zhang, Thermoplastic polyurethane-based flexible multilayer microfluidic devices, *Journal of Micro/Nanolithography, MEMS, and MOEMS*, 19(2), 1-11, 2020.

80. Rosalia Moreddu, Mohamed Elsherif, Hadie Adams, Despina Moschou, Maria F. Cordeiro, James S. Wolffsohn, Daniele Vigolo, Haider Butt, Jonathan M. Cooper, Ali K. Yetisen, Integration of paper microfluidic sensors into contact lenses for tear fluid analysis, *Lab Chip*, 20, 3970-3979, 2020.

81. Davood Saeidi, Mohsen Saghafian, Shaghayegh Haghjooy Javanmard, Martin Wiklund, A Quantitative Study of the Secondary Acoustic Radiation Force on Biological Cells during Acoustophoresis, *Micromachines*, 11(2), 152, 2020.

82. Peiran Zhang, Hunter Bachman, Adem Ozelik, Tony Jun Huang, Acoustic Microfluidics, *Annual Review of Analytical Chemistry*, 13, 17-43, 2020.

83. Josune J.Ezenarro, Jordi Mas, Xavier Muñoz – Berbel, Naroa Uria, Advances in bacterial concentration methods and their integration in portable detection platforms: A review, *Analytica Chimica Acta*, 339079, 2021.

84. Masoud Madadelahi, Luis F. Acosta-Soto, Samira Hosseini, Sergio O. Martinez-Chapa, Marc J. Madou, Mathematical modeling and computational analysis of centrifugal microfluidic platforms: a review, *Lab Chip*, 20, 1318-1357, 2020.

85. Jin-Chen Hsu, Chih-Lei Chao, Full-wave modeling of micro-acoustofluidic devices driven by standing surface acoustic waves for microparticle acoustophoresis, *Journal of Applied Physics*, 128, 124502, 2020.

86. Ghulam Destgeer, Kyung Heon Lee, Jin Ho Jung, Anas Alazzamb, Hyung Jin Sung, Continuous separation of particles in a PDMS microfluidic channel via travelling surface acoustic waves (TSAW), *Lab on a Chip*, 21, 2013.

87. Xiaoyun Ding, Peng Li, Sz-Chin Steven Lin, Zackary S. Stratton, Nitesh Nama, Feng Guo, Daniel Slotcavage, Xiaole Mao, Jinjie Shi, Francesco Costanzo, Tony Jun Huang, Surface acoustic wave microfluidics, *Lab on Chip*, 18, 2013.

88. Ivo Leibacher, Peter Reichert, Jürg Dual, Microfluidic droplet handling by bulk acoustic wave (BAW) acoustophoresis, *Lab on Chip*, 15, 2896, 2015.

89. Yulin Lei, Hong Hua, SAW-driven droplet jetting technology in microfluidic: A review, *Biomicrofluidics*, 14, 061505, 2020.

90. Yuliang Xie, Zhangming Mao, Hunter Bachman, Peng Li, Peiran Zhang, Liqiang Ren, Mengxi Wu, Tony Jun Huang, Acoustic Cell Separation Based on Density and Mechanical Properties, *J Biomech Eng*, 142(3), 0310051-0310059, 2020.

91. Yaolong Zhang, Xueye Chen, Blood cells separation microfluidic chip based on dielectrophoretic force, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 42, 206, 2020.

92. Yanqi Wu, Alastair G. Stewart, Peter V. S. Lee, High-throughput microfluidic compressibility cytometry using multi-tilted-angle surface acoustic wave, *Lab Chip*, 21, 2812-2824, 2021.

93. Federica Barbaresco, Luisa Racca, Luca Spigarelli, Matteo Cocuzza, Simone Luigi Marasso, Candido Fabrizio Pirri, Giancarlo Canavese, Focalization Performance Study of a Novel Bulk Acoustic Wave Device, *Nanomaterials*, 11 (10), 2630, 2021.
94. Yaolong Zhang, Xueye Chen, Particle separation in microfluidics using different modal ultrasonic standing waves, *Ultrasonics Sonochemistry*, 75, 105603, 2021.
95. Emil Grigorov, Boris Kirov, Marin B. Marinov, Vassil Galabov, Review of Microfluidic Methods for Cellular Lysis, *Micromachines*, 12(5), 498, 2021.
96. Xiaoyun Ding, Zhangli Peng, Sz-Chin Steven Lin, Michela Geri, Sixing Li, Peng Li, Yuchao Chen, Ming Dao, Subra Suresh, Tony Jun Huang, Cell separation using tilted-angle standing surface acoustic waves, *Proc. Natl. Acad. Sci.*, 111 (36), 12992–12997, 2014.
97. Shuaiguo Zhao, Mengxi Wu, Shujie Yang, Yuqi Wu, Yuyang Gu, Chuyi Chen, Jennifer Ye, Zhemiao Xie, Zhenhua Tian, Hunter Bachman, Po-Hsun Huang, Jianping Xia, Peiran Zhang, Heying Zhanga, Tony Jun Huang, A disposable acoustofluidic chip for nano/microparticle separation using unidirectional acoustic transducers, *Lab Chip*, 20, 1298–1308, 2020.
98. Sarah J. Shepherd, David Issadore, Michael J. Mitchell, Microfluidic formulation of nanoparticles for biomedical applications, *Biomaterials*, 274, 120826, 2021.
99. Zhenhua Liu, Anna Fornell, Maria Tenje, A droplet acoustofluidic platform for time-controlled microbead-based reactions, *Biomicrofluidics*, 15, 034103, 2021.
100. Muthusaravanan Sivaramakrishnan, Ram Kothandan, Deenadayalan Karaiyagowder Govindarajan, Yogesan Meganathan, Kumaravel Kandaswamy, Active microfluidic systems for cell sorting and separation, *Current Opinion in Biomedical Engineering*, 13, 60-68, 2020.
101. Kirill Kolesnik, Mingxin Xu, Peter V. S. Lee, Vijay Rajagopal, David J. Collins, Unconventional acoustic approaches for localized and designed micromanipulation, *Lab Chip*, 21, 2837-2856, 2021.
102. Mohamadmahdi Samandari, Karen Abrinia, Amir Sanati-Nezhad, Acoustic Manipulation of Bio-Particles at High Frequencies: An Analytical and Simulation Approach, *Micromachines*, 8 (10), 290, 2017.
103. Pavel V. Zinin, John S. Allen, Deformation of biological cells in the acoustic field of an oscillating bubble, *Phys. Rev. E*, 79, 021910, 2009.
104. Bruno Pontes, Yareni Ayala, Anna Carolina C. Fonseca, Luciana F. Romao, Rackele F. Amaral, Leonardo T. Salgado, Flavia R. Lima, Marcos Farina, Nathan B. Viana, Vivaldo Moura-Neto, H. Moysés Nussenzveig, Membrane Elastic Properties and Cell Function, *PLOS*, 2013, doi:10.1371/journal.pone.0067708.
105. Mohd Anuar Md Ali, Kostya (Ken) Ostrikov, Fararishah Abdul Khalid, Burhanuddin Y. Majlis, Aminuddin A. Kayani, Active bioparticle manipulation in microfluidic systems, *RSC Adv.*, 6, 113066-113094, 2016.

106. Filip Petersson, Andreas Nilsson, Cecilia Holm, Henrik Jönsson, Thomas Laurell, Separation of lipids from blood utilizing ultrasonic standing waves in microfluidic channels, *Analyst*, 129 (10), 938-43, 2004.

107. Per Augustsson, Cecilia Magnusson, Maria Nordin, Hans Lilja, Thomas Laurell, Microfluidic, label-free enrichment of prostate cancer cells in blood based on acoustophoresis, *Anal Chem.*, 84 (18), 7954-62, 2012.

108. Philipp Hahn, Ivo Leibacher, Thierry Baasch, Jurg Dual, Numerical simulation of acoustofluidic manipulation by radiation forces and acoustic streaming for complex particles, *Lab. Chip.*, 15, 4302-4313, 2015.

109. Björn Hammarström, Thomas Laurell, Johan Nilsson, Seed particle-enabled acoustic trapping of bacteria and nanoparticles in continuous flow systems, *Lab. Chip.*, 12, 4296-4304, 2012.

110. Ola Jakobsson, Carl Grenvall, Maria Nordin, Mikael Evander, Thomas Laurell, Acoustic actuated fluorescence activated sorting of microparticles, *Lab on Chip*, 14, 1943-1950, 2014.

111. Xiaoyun Ding, Sz-Chin Steven Lin, Michael Ian Lapsley, Sixing Li, Xiang Guo, Chung Yu Keith Chan, I-Kao Chiang, Lin Wang, J. Philip McCoy, Tony Jun Huang, Standing surface acoustic wave (SSAW) based multichannel cell sorting, *Lab on Chip*, 12 (21), 4228-4231, 2012.

112. Ghulam Destgeer, Byung Hang Ha, Jinsoo Park, Jin Ho Jung, Anas Alazzam, Hyung Jin Sung, Travelling Surface Acoustic Waves Microfluidics, *Physics Procedia*, 70, 34-37, 2015.

113. Sz-Chin Steven Lin, Xiaole Mao, Tony Jun Huang, Surface Acoustic Wave (SAW) Acoustophoresis: Now and Beyond, *Lab on Chip*, 12(16), 2766-70, 2012.

114. S. Trolier-McKinstry, P. Muralt, Thin Film Piezoelectrics for MEMS, *Journal of Electroceramics*, 12 (1-2), 7-17, 2004.

115. Peter Reichert, Dhananjay Deshmukh, Lukas Lebovitz, Jürg Dual, Thin film piezoelectrics for bulk acoustic wave (BAW) acoustophoresis, *Lab on Chip*, 18, 3655-3667, 2018.

116. Giovanni Nava, Francesca Bragheri, Tie Yang, Paolo Minzioni, Roberto Osellame, Ilaria Cristiani, Kirstine Berg-Sørensen, All-silica microfluidic optical stretcher with acoustophoretic prefocusing, *Microfluidics and Nanofluidics*, 19 (4), 837-844, 2015.

117. Evander M, Lenshof A, Laurell T, Nilsson J., Acoustophoresis in wet-etched glass chips, *Anal Chem.*, 80 (13), 5178-85, 2008.

118. Nitesh Nama, Rune Barnkob, Zhangming Mao, Christian J. Kähler, Francesco Costanzo, Tony Jun Huang, Numerical study of acoustophoretic motion of particles in a PDMS microchannel driven by surface acoustic waves, *Lab on Chip*, 15 (12), 2700-2709, 2015.

119. Changyeon Baek, Jong Hyuk Yun, Ji Eun Wang, Chang Kyu Jeong, Keon Jae Lee, Kwi-Il Park, Do Kyung Kim, A flexible energy harvester based on a lead-free and piezoelectric BCTZ nanoparticle-polymer composite, *Nanoscale*, 8, 17632-17638, 2016.

120. Algirdas Maknickas, Darius Markauskas, Rimantas Kačianauskas, Discrete Element Simulating the Hydrodynamic Effects in Acoustic Agglomeration of Micron-Sized Particles, *Particulate Science and Technology.*, 34 (4), 1-13, 2016.
121. Vytautas Ostasevicius, Vytautas Jurenas, Rimvydas Gaidys, Ievgeniia Golinka, Laura Kizauskiene, Sandra Mikuckyte, Development of a Piezoelectric Actuator for Separation and Purification of Biological Microparticles, *Actuators*, 9(3), 1-13, 2020.
122. Jaroslavas Belovickis, Maksim Ivanov, Vytautas Samulionis, J. Banys, Alexander Solnyshkin, S. A. Gavrilov, Kapiton N. Nekludov, Vladimir V. Shvartsman, M. V. Silibin, Dielectric, Ferroelectric, and Piezoelectric Investigation of Polymer-Based P(VDF-TrFE) Composites, *Physica status solidi (b)*, 255 (3), 1700196, 2018.
123. Giedrius Janusas, Sigita Ponelyte, Alfredas Brunius, Asta Guobiene, Igoris Prosycevas, Andrius Vilkauskas, Arvydas Palevicius, Periodical Microstructures Based on Novel Piezoelectric Material for Biomedical Applications, *Sensors*, 15(12), 31699-31708, 2015.
124. Giedrius Janusas, Sigita Ponelyte, Alfredas Brunius, Asta Guobiene, Andrius Vilkauskas, Arvydas Palevicius, Influence of PZT Coating Thickness and Electrical Pole Alignment on Microresonator Properties, *Sensors*, 16(11), 1-9, 2016.
125. Elingas Cekas, Giedrius Janusas, Asta Guobiene, Arvydas Palevicius, Andrius Vilkauskas, Sigita Ponelyte Urbaite, Design of Controllable Novel Piezoelectric Components for Microfluidic Applications, *Sensors*, 18(11), 1-23, 2018.
126. V. Ostasevicius, G. Janusas, A. Palevicius, R. Gaidys, V. Jurenas Biomechanical microsystems: design, processing and applications, *Springer International Publishing AG*, 282, 2017.
127. Jun Xu, Yibing Li, Dongyun Ge, Bohan Liu, Mengyi Zhu, Experimental investigation on constitutive behaviour of PVB under impact loading, *Int. J. Impact Eng.*, 38, 106–114, 2011.
128. Bradley A. Lerch, John C. Thesken, Charles T. Bunnell, Polymethylmethacrylate (PMMA) Material Test Results for the Capillary Flow Experiments (CFE), *NASA/TM*, 2007-214835, 2018.
129. Michele Pianigiani, Robert Kirchner, Enrico Sovernigo, Alessandro Pozzato, Massimo Tormen, Helmut Schiff, Effect of nanoimprint on the elastic modulus of PMMA: Comparison between standard and ultrafast thermal NIL, *Microelectron. Eng.*, 155, 85–91, 2006.
130. Ying Ma, Xinyu Cao, Xinjian Feng, Yongmei Ma, Hong Zou, Fabrication of super-hydrophobic film from PMMA with intrinsic water contact angle below 90, *Polymer*, 48, 7455–7460, 2007.
131. Kumar, P., Khan, N., Kumar, D., Polyvinil butyral (PVB), versatile template for designing nanocomposite/composite materials: A review, *Green Chem. Technol. Lett.*, 2, 185–194, 2016.
132. Nakhaei, M., Bahari, A., Energy Conversion Capacity of Barium Zirconate Titanate, *J. Mater. Sci. Mater. Electron*, 27, 5899–5908, 2016.
133. Sangwan, K.M., Ahlawat, N., Kundu, R.S., Rani, S., Murugavel, S., Improved dielectric and ferroelectric properties of Mn doped bariumzirconium

titanate (BZT) ceramics for energy storage applications, *J. Phy. Chem. Solids*, 117, 158–166, 2018.

134. Yakout, S.M., Hassan, H.S., Adsorption Characteristics of Sol Gel–Derived Zirconia for Cesium Ions from Aqueous Solutions, *J. Mol*, 19, 9160–9172, 2014.

135. Rabiei, M., Palevicius, A., Monshi, A., Nasiri, S., Vilkauskas, A., Janušas, G., Comparing methods for calculating nano crystal size of natural hydroxyapatite using X–Ray diffraction, *Nanomaterials*, 10, 1627, 2020.

136. Brito, S.L.M., Gouvea, D., Surface characterization of BaTiO₃ nanoparticles prepared by the polymeric precursor method, *Ceramica*, 56, 228–236, 2010.

137. Lopez, M.D.B., Fourlaris, G., Rand, B., Riley, F.L., Characterization of barium titanate powders: Barium carbonate identification, *J. Am. Ceram. Soc.*, 82, 1777–1786, 1999.

138. Supin Tangwiwat, Steven J. Milne, Barium titanate sols prepared by a diol–based sol–gel route, *J. Non-Cryst. Solids*, 351, 976–980, 2005.

139. Wei, X., Xu, G., Ren, Z., Han, G., Room-Temperature Synthesis of BaTiO₃ Nanoparticles in Large Batches, *J. Am. Ceram. Soc.*, 91, 3774, 2008.

140. Ianculescu, A., Brăileanu, A., Viviani, M., Mitoşeriu, L., Dielectric properties of Pb(Mg_{1/3}Nb_{2/3})O₃ and (Pb_{1–x}La_x)(Mg_{1+x}/3Nb_{(2–x)/3})O₃ ceramics prepared by columbite route, *J. Eur. Ceram. Soc.*, 27, 4375–4378, 2007.

141. Bharathi, P., Thomas, P., Varma, K. B. R., Piezoelectric properties of individual nanocrystallites of Ba_{0.85}Ca_{0.15}Zr_{0.1}Ti_{0.9}O₃ obtained by oxalate precursor route, *J. Mater. Chem. C*, 3, 4762–4770, 2015.

140. Ashiri, R., Detailed FT–IR spectroscopy characterization and thermal analysis of synthesis of barium titanate nanoscale particles through a newly developed process, *Vib. Spectrosc.*, 66, 24–29, 2013.

143. Coondoo, I., Panwar, N., Alikin, D., Bdikin, I., Islam, S. S., Turygin, A., Shur, V.Y., Kholkin, A. L., A comparative study of structural and electrical properties in lead–free BCZT ceramics: Influence of the synthesis method, *Acta Mater.*, 155, 331–342, 2018.

144. Perez de la Cruz, J., Joani, E., Vilarinho, P. M., Kholkin, A. L., Thickness effect on the dielectric, ferroelectric, and piezoelectric properties of ferroelectric lead zirconate titanate thin films, *J. Appl. Phys.*, 108, 106–114, 2010.

145. Nam, J., Lim, H., Kim, D., Shin, S., Separation of platelets from whole blood using standing surface acoustic waves in a microchannel, *Lab Chip*, 11, 3361–3364, 2011.

146. Mansour, M., Khot, P., Thevenin, D., Nigam, K.D.P., Zahringer, K., Optimal Reynolds number for liquid–liquid mixing in helical pipes, *Chemical Engineering Science*, 214, 1–16, 2020.

147. Chen, F., Kong, L., Song, W., Jiang, C., Tian, S., Yu, F., Qin, L., Wang, C., Zhao, X., The electromechanical features of LiNbO₃ crystal for potential high temperature piezoelectric applications, *Journal of Materiomics*, 5(1), 73–80, 2019.

148. Pini, T., Hanssen, A.G., Schiavetti, M., Carcassi, M., Small scale experiments and Fe model validation of structural response during hydrogen vented

deflagrations, *International Journal of Hydrogen Energy*, 44(17), 9063-90702, 2019.

149. Shchurov, I.A., Boldyrev, I.S., Nikonov, A.V., Shchurova, E.I., Chip Formation in the Cutting of Composites, *Russian Engineering Research*, 40, 336–339, 2020.

150. Butt, Z., Pasha, R.A., Qayyum, F., Anjum, Z., Ahmad, N., Elah, H., Generation of electrical energy using lead zirconate titanate (PZT-5A) piezoelectric material: Analytical, numerical and experimental verifications, *Journal of Mechanical Science and Technology*, 30(8), 3553-3558, 2016.

151. Internetinė lūžio rodiklių duomenų bazė <https://refractiveindex.info/>

CURRICULUM VITAE

Tomas Janušas
tomas.janusas@ktu.lt

Išsilavinimas:

1989–2002 Viduklės S. Stanevičiaus vidurinė mokykla

2002–2006 Kauno technologijos universitetas, taikomosios fizikos
bakalauro

2006–2008 Kauno technologijos universitetas, termoinžinerijos
magistras

2017–2021 Kauno technologijos universitetas, mechanikos inžinerijos
doktorantūra

Profesinė patirtis:

2006–2008 Kauno oro uostas, apsaugos darbuotojas

2008–dabar AB „Kauno energija“, kontrolės departamento vadovas

Mokslinių interesų sritys:

Pjezoelektriniai kompozitai, mikroskystiniai elementai, akustinis dalelių
valdymas, terminis formavimas.

Moksliniai straipsniai disertacijos tema:

1. Janusas, Tomas; Urbaite, Sigita; Palevicius, Arvydas; Nasiri, Sohrab; Janusas, Giedrius. Biologically compatible lead-free piezoelectric composite for acoustophoresis based particle manipulation techniques // Sensors. Basel : MDPI. ISSN 1424-8220. 2021, vol. 21, iss. 2, art. no. 483, p. 1-22. DOI: 10.3390/s21020483. [Science Citation Index Expanded (Web of Science); Scopus; DOAJ] [IF: 3,576; AIF: 3,912; IF/AIF: 0,914; Q1 (2020, InCites JCR SCIE)]
2. Janusas, Tomas; Pilkauskas, Kestutis; Janusas, Giedrius; Palevicius, Arvydas. Active PZT composite microfluidic channel for bioparticle manipulation // Sensors. Basel : MDPI. ISSN 1424-8220. 2019, vol. 19, iss. 9, art. no. 2020, p. 1-15. DOI: 10.3390/s19092020. [Science Citation Index Expanded (Web of Science); Scopus; MEDLINE] [IF: 3,275; AIF: 3,581; IF/AIF: 0,914; Q1 (2019, InCites JCR SCIE)] [M.kr.: T 009]

Mokslinės konferencijos:

1. Janusas, Tomas; Urbaite, Sigita; Janusas, Giedrius. Plasmon metal nanostructures formation in piezocomposite material controllable in micrometric level for detection and sensing cell–biological particles // Advanced nanomaterials for detection of CBRN: proceedings of the NATO advanced research workshop on advanced nanomaterials for detection of CBRN, Odessa, Ukraine, 2–6 October 2019 / edited by: Janez Bonča and Sergei Kruchinin. Dordrecht : Springer, 2020, ch. 11. ISBN 9789402420296. eISBN 9789402420302. p. 171-182. (NATO science for peace and security series A: Chemistry and biology, ISSN 1874-6489, eISSN 1874-6527). DOI: 10.1007/978-94-024-2030-2_11. [Scopus] [M.kr.: T 009]

2. Janusas, Tomas; Janusas, Giedrius; Palevicius, Arvydas; Ciganas, Justas. Synthesis and experimental investigation of PZT nanocomposite films // IOP conference series: Materials science and engineering: 3rd international conference on material engineering and advanced manufacturing technology, 26–28 April 2019, Shanghai, China. Bristol : IOP Publishing. ISSN 1757-8981. eISSN 1757-899X. 2020, vol. 715, iss. 1, art. no. 012058, p. [1-6]. DOI: 10.1088/1757-899X/715/1/012058. [Scopus] [M.kr.: T 009]
3. Janušas, Tomas; Janušas, Giedrius; Palevičius, Arvydas. Methodology for identification of liquid concentration in the periodic microstructures applying numerical-experimental laser interferometric methods // Vibroengineering procedia: 33rd international conference on vibroengineering, Zittau, Germany, September 24-26th 2018. Kaunas : JVE International. ISSN 2345-0533. eISSN 2538-8479. 2018, vol. 19, p. 216-220. DOI: 10.21595/vp.2018.20193. [Scopus] [M.kr.: T 009]

PADEKA

Noriu padėkoti savo vadovui prof. Giedriui Janušui ir prof. Arvydui Palevičiui už vertingas idėjas ir konsultacijas. Esu dėkingas visiems kolegoms bendradarbiams, straipsnių bendraautoriams ir visiems Mechanikos inžinerijos katedros ir Mechatronikos instituto darbuotojams už pagalbą atliekant tyrimus bei savo šeimai už palaikymą ir supratingumą.

UDK 681.586.773+620.1-181.48+620.3](043.3)

SL 344. 2022-*, *, * leidyb. apsk. I. Tiražas 14 egz. **Užsakymas ***
Išleido Kauno technologijos universitetas, K. Donelaičio g. 73, 44249 Kaunas
Spausdino leidyklos „Technologija“ spaustuvė, Studentų g. 54, 51424 Kaunas