

Тамара Климкович<sup>1</sup>, Наталія Бокла<sup>2</sup>, Анжей Кубяк<sup>3</sup>,  
Лукаш Рута<sup>4</sup>, Володимир Стахів<sup>5</sup>, Олег Матвійків<sup>6</sup>

<sup>1</sup> Кафедра систем автоматизованого проектування, Національний університет “Львівська політехніка”, вул. С. Бандери 12, Львів, Україна, E-mail: tamara.a.klymkovych@lpnu.ua, ORCID: 0000-0002-8022-368X

<sup>2</sup> Кафедра систем автоматизованого проектування, Національний університет “Львівська політехніка”, вул. С. Бандери 12, Львів, Україна, E-mail: natalia.i.bokla@lpnu.ua, ORCID 0000-0002-4913-4857

<sup>3</sup> Кафедра напівпровідникових та оптоелектронних приладів, Лодзький технологічний університет, ал. Політехніки, 10, Лодзь, Польща, E-mail: andrzej.kubiak@p.lodz.pl, ORCID 0000-0002-2434-4567

<sup>4</sup> Кафедра напівпровідникових та оптоелектронних приладів, Лодзький технологічний університет, ал. Політехніки, 10, Лодзь, Польща, E-mail: lukasz.ruta@p.lodz.pl, ORCID 0000-0002-8919-6622

<sup>5</sup> Кафедра систем автоматизованого проектування, Національний університет “Львівська політехніка”, вул. С. Бандери 12, Львів, Україна, E-mail: volodymyr.m.stakhiv@lpnu.ua, ORCID: 0009-0004-9513-1122

<sup>6</sup> Кафедра систем автоматизованого проектування, Національний університет “Львівська політехніка”, вул. С. Бандери 12, Львів, Україна, E-mail: oleg.m.matviukiv@lpnu.ua, ORCID 0000-0002-9396-7303

## МОДЕЛЮВАННЯ ТА ПРОТОТИПУВАННЯ АКУСТОФЛЮЇДНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ РОЗДІЛЕННЯ МІКРОЧАСТИНОК

Отримано: Березень 12, 2025 / Переглянуто: Березень 25, 2023 / Прийнято: Березень 31, 2025

© Климкович Т., Бокла Н., Кубяк А., Рута Л., Стахів В., Матвійків О., 2025

<https://doi.org/>

**Анотація.** У статті представлено результати чисельного моделювання та експериментального прототипування акустофлюїдної мікроканальної системи для розділення зважених у рідині мікрочастинок. На основі побудованої двовимірної моделі досліджено вплив геометричних і фізичних параметрів пристрою на формування акустичного поля в мікроканалі та ефективність процесу розділення частинок різних типів. Особливу увагу приділено конфігурації зустрічно-штирьових перетворювачів (ЗШП), ширині каналу, товщині п'єзоелектричної підкладки та відстані ЗШП від каналу. На основі результатів моделювання виготовлено прототип структури типу Lab-on-Chip із використанням кремнієвої підкладки, пластини з ніобату літію та срібної пасти для формування електродів ЗШП методом трафаретного друку. Запропоновано технологію склеювання елементів за допомогою двостороннього скотчу з метою забезпечення герметичності мікроканалів. Результати демонструють перспективність запропонованого підходу для створення компактних акустофлюїдних систем, придатних до застосування в біомедичних, екологічних та аналітичних дослідженнях.

**Ключові слова:** акустофлюїдика, мікрофлюїдні системи, акустофорез, ЗШП, Lab-on-Chip, моделювання, мікрочастинки.

### Вступ

Виділення певних компонентів із сумішей, зважених у рідинному середовищі, широко застосовується в таких галузях, як біомедична діагностика, хімічний аналіз та тестування біологічних зразків. Зазвичай для цього використовують такі методи, як хроматографія, електрофорез і ультрацентрифугування. Ці технології забезпечують високу точність розділення, проте потребують дорогого обладнання та проведення досліджень у спеціалізованих лабораторіях, де забезпечується відповідна підготовка і обробка зразків [1]. Це значно ускладнює використання зазначених методів у повсякденній практиці, особливо для біологічних зразків, і стимулює пошук альтернативних рішень із низькою вартістю, швидким часом аналізу та мінімальними вимогами до

підготовки зразка.

У зв'язку з цим останніми роками активно досліджуються можливості розділення зразків за допомогою мікрофлюїдних технологій. Це призвело до створення як пасивних, так і активних, а також комбінованих підходів до сепарації. Уже розроблено перші ефективні інтегровані пристрої типу Lab-on-Chip, які демонструють високий потенціал для розділення та аналізу біомолекул [2].

Особливу увагу привертає метод акустофлюїдного розділення, який має низку переваг: ефективність навіть при роботі з малим об'ємом зразка, безконтактність, біосумісність та відсутність потреби у використанні міток. Суть технології полягає у використанні акустичних хвиль і сил акустичного випромінювання, що впливають на частинки в рідині, яка протікає крізь мікроканал. Акустофлюїдні системи дають змогу розділяти частинки за розміром, густиною та іншими фізичними або механічними характеристиками [3].

Попри значні досягнення в цій галузі, технологія акустофлюїдної сепарації ще потребує подальших досліджень для оптимізації процесів виготовлення відповідних мікропристроїв і їх широкого впровадження у практику. Серед основних викликів – забезпечення надійності систем, інтеграція компонентів керування рідиною, електроніки та користувацького інтерфейсу.

У представленій роботі описано результати розробки одноканальної мікрофлюїдної структури, яка використовує явище акустофорезу для розділення частинок у рідинах. Оптимізація конструкції на основі результатів чисельного моделювання стала основою для виготовлення прототипу методом лазерної мікрообробки.

### **Постановка проблеми**

Традиційні методи розділення мікрочастинок у рідинному середовищі, такі як хроматографія, електрофорез та ультрацентрифугування, хоч і забезпечують високу точність, залишаються дорогими, малоприсадибними для мобільного або точкового використання та потребують складної підготовки зразків. Це суттєво обмежує їхнє застосування у швидкій біомедичній діагностиці, польових дослідженнях та рутинній лабораторній практиці. Існує потреба у створенні доступних, компактних, ефективних і простих у використанні пристроїв для безконтактного, швидкого та селективного розділення частинок. У цьому контексті недостатньо вивченими залишаються практичні аспекти проектування та реалізації акустофлюїдних систем, здатних ефективно реалізувати функції сортування на базі поверхневих акустичних хвиль, що обумовлює актуальність проведеного дослідження.

### **Огляд сучасних джерел інформації за тематикою публікації**

Акустофлюїдні технології розділення демонструють значний потенціал у різних галузях завдяки своїй безконтактності, високій точності та здатності обробляти частинки широкого діапазону розмірів — від десятків нанометрів до сотень мікрометрів [4].

Акустофлюїдне розділення можна використовувати для розділення клітин і біомолекул різного розміру та густини, що корисно для медичної діагностики та досліджень [5]; у фармацевтиці при розробленні нових ліків та відділення клітин-мішеней від складних біологічних сумішей [6]; для розділення мікроорганізмів і забруднюючих речовин у моніторингу навколишнього середовища [7]; для розділення та очищення харчових інгредієнтів, таких як білки та ферменти [8]; для розділення та очищення різних промислових матеріалів, включаючи хімікати, метали та наночастинки [8]; для видалення частинок і домішок із води, таких як бактерії, віруси та мікропластик [9].

Акустофлюїдне розділення може ефективно обробляти біочастинки різного розміру, починаючи від десятків нанометрів до кількох сотень мікрометрів, що важливо для застосування. Особливо важливим є їх потенціал у рідинній біопсії — сучасному напрямі діагностики, який дає змогу неінвазивно виявляти захворювання на ранніх стадіях та моніторити лікування [4].

Попри перспективність, комерціалізація акустофлюїдних пристроїв залишається обмеженою. На ринку доступна лише незначна кількість готових рішень, що обумовлено кількома чинниками:

потребою в додатковому лабораторному обладнанні (генератори сигналів, підсилювачі, системи керування рідиною), складністю інтеграції систем, а також відносно вузькими і специфічними галузями застосування. Незважаючи на технічний прогрес у сфері інтегральних схем, що дає змогу створювати компактні та багатофункціональні рішення, комерційний інтерес до акустофлюїдики наразі стримується невеликим обсягом ринку.

### Виклад основного матеріалу

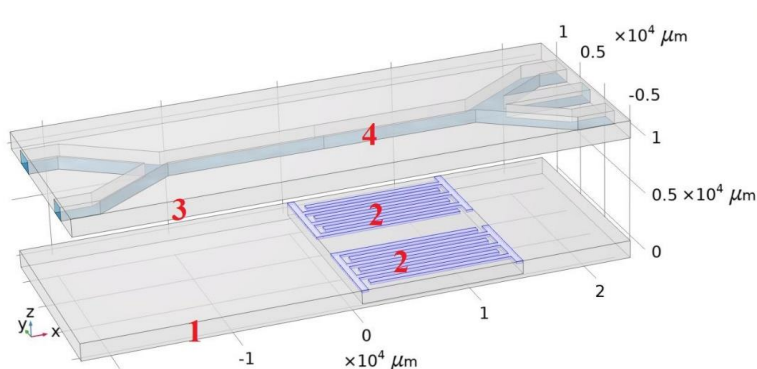
**Моделювання процесів акустичного поділу.** Виробництво мікрофлюїдних структур є міждисциплінарним завданням, яке поєднує використання знань і технологій з таких областей, як механіка твердого тіла і рідини, хімія поверхні, матеріалознавство і мікроелектроніка. У той же час процес проектування акустофлюїдних мікропристроїв все більше базується на передових інструментах моделювання, які дозволяють ефективно оптимізувати їх конструкцію при збереженні відносно низьких витрат на процес прототипування.

Акустофлюїдні пристрої зазвичай використовують два фізичні явища для розділення речовин: акустичний потік і силу акустичного випромінювання. Сила акустичного випромінювання, що виникає в результаті розсіювання акустичних хвиль на частинках, і сила опору Стокса від індукованого акустичного потоку є основними факторами, що визначають траєкторію частинки в акустофлюїдному пристрої. На будь-яку частинку, що перевищує критичний розмір, в основному впливає сила випромінювання, тоді як на частинки, менші за цей розмір, в основному впливає сила опору Стокса. У зв'язку з труднощами експериментального вимірювання цих двох сил для моделювання руху частинок або перевірки експериментальних результатів зазвичай використовуються чисельні моделі [10].

Чисельне моделювання в акустофорезі спрямоване передусім на визначення поведінки частинок у рідинному середовищі каналів. Ці явища описуються рівнянням Нав'є-Стокса для рідини, еластодинамічними рівняннями для всіх твердих частин пристрою і електромеханічним зв'язком в п'єзoeлектричному перетворювачі. У місці з'єднання рідкого і твердого доменів рідина взаємодіє з суспензією частинок, призначених для поділу, і структурою каналу [11].

Модель мікрофлюїдної системи для сортування зважених у рідині частинок була побудована з використанням інтерактивного середовища Comsol Multiphysics. Цей інструмент враховує всі фізичні явища, що відбуваються під час транспортування рідини в каналі та взаємодії акустичної хвилі з частинками, присутніми в ній, за допомогою наступних моделей: термов'язка акустика, частотна область, трасування частинок для потоку рідини, повзучий потік та взаємодія рідина-частинка.

Типовий акустофлюїдний пристрій з поверхневою акустичною хвилею складається з пластини кремнієвої підкладки, в якій виконані мікроканали, доповнені шаром п'єзoeлектричного матеріалу, такого як ніобат літію ( $\text{LiNbO}_3$ ) і одним або двома металевими зустрічно-штирьовими перетворювачами (ЗШП), розміщеними на протилежних сторонах мікрофлюїдного каналу (рис. 1).



**Рис. 1.** Загальний вигляд мікросхеми для поділу двох типів мікрочастинок: 1 – п'єзoeлектричний матеріал  $\text{LiNbO}_3$ ; 2 – зустрічно-штирьові перетворювачі; 3 – пластина з кремнію; 4 - мікрофлюїдний канал

Подаючи коливальний електричний сигнал на контакти ЗШП, можна індукувати поверхневу акустичну хвилю (ПАВ) на резонансній частоті

$$f = \frac{c_s}{\lambda_{SAW}}, \quad (1)$$

де  $c_s$  - швидкість звуку в LiNbO<sub>3</sub>,  $\lambda_{SAW}$  - відстань між парами пальцевих електродів ЗШП.

Для даного п'єзоелектричного матеріалу, коли відома швидкість звуку і результуюча частота  $\lambda_{SAW}$ , його амплітуда і орієнтація фронту хвилі визначаються конструкцією і розмірами електродів ЗШП, частотою і вхідною потужністю прикладеного електричного сигналу.

### Результати моделювання

В основу дослідження лягла двовимірна модель акустичного сортування двох типів мікрочастинок. Геометричні дані моделі, зокрема розміри частини каналу, в якому здійснюється акустичний вплив, наведені на Рис. 2. Моделювалися два типи частинок: для першого припускали щільність 1,050 кг/м<sup>3</sup> і радіус 0,5 мкм, а для другого відповідно 10,500 кг/м<sup>3</sup> і 10 мкм.

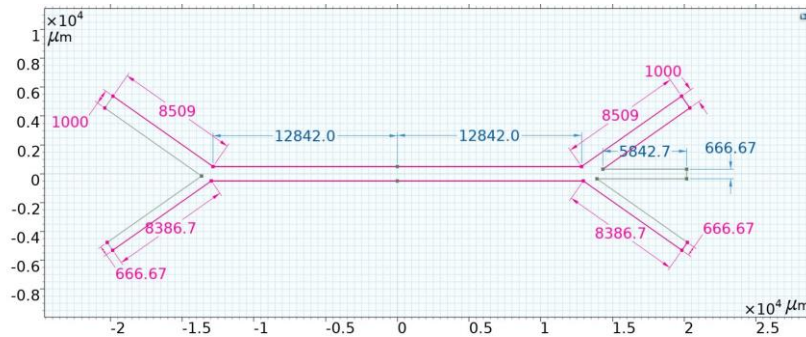


Рис. 2. Розміри акустофоретичної структури для поділу двох типів частинок

Суміш обох типів часточок вводиться через нижній лівий канал, як показано на Рис. 3. Через верхній лівий канал подається чиста вода. При відсутності акустичної сили всі часточки рухаються без поділу по горизонтальному каналу і залишають структуру через нижній правий канал.

При наявності акустичної сили поле акустичного тиску накладається на поле швидкості рідини. Акустофоретична сила по-різному діє на частинки різної щільності і розміру.

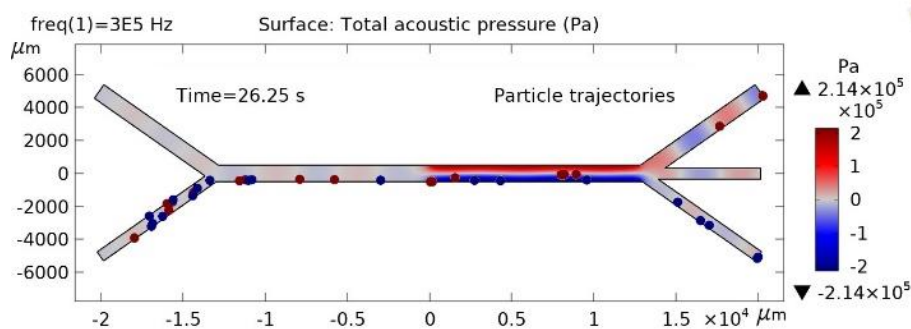


Рис. 3. Розподіл частинок у системі мікроканалів під впливом прикладеної акустичної сили

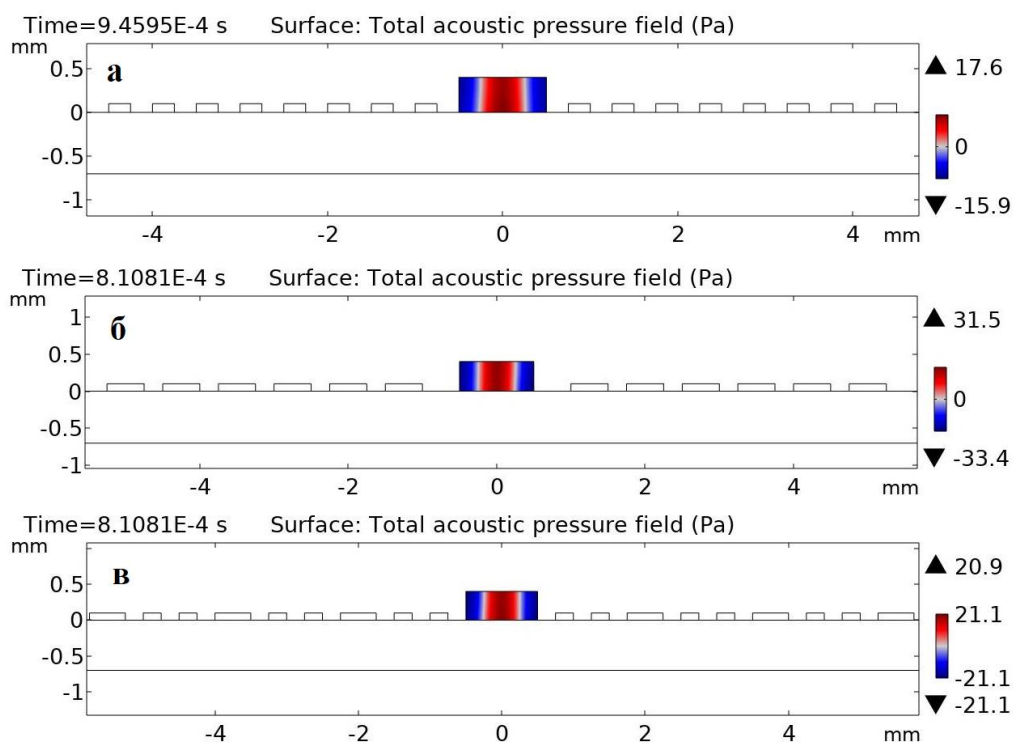
У першій половині горизонтального каналу частинки рухаються під впливом потоку рідини по донній стінці каналу. У другій половині каналу, коли на частинки починає діяти акустична сила, більш важкі частинки піднімаються і рухаються уздовж зони нульового тиску, в той час як більш дрібні частинки продовжують рух уздовж нижньої стінки. Під впливом примусового потоку рідини більш важкі частинки (коричневі) виносяться течією у праве верхнє розгалуження каналу, в той час як більш легкі частинки (сині) виносяться у праве нижнє відгалуження каналу. Таким чином відбувається повне розділення частинок.

### Моделювання зустрічно-штирьових перетворювачів

Форма ЗШП має важливе значення для процесу поділу частинок в акустофлюїдних структурах. Розміри та геометрія перетворювача ЗШП взаємопов'язані, оскільки ширина каналу повинна бути кратною половині довжини використовуваної акустичної хвилі ( $\lambda/2$ ), а ширина одного пальця кратно  $\lambda/4$ . На основі попередніх робіт по впливу форми міжцифрових перетворювальних структур на поле акустичного тиску в каналі [12] було розглянуто сім різних конфігурацій ЗШП і підібрані конфігурації, що забезпечують стабільне поле акустичного тиску з чітко визначеними вузлами і антивузлами.

Однак, конструкція ЗШП була підготовлена для п'єзоелектричної пластини з  $\text{LiNbO}_3$  товщиною 2,0 мм. У зв'язку з необхідністю адаптації прототипу мікрофлюїдної структури для розміщення в тримачі Micronite, довелося зменшити товщину п'єзоелектричної пластини. В результаті було проведено понад 100 чисельних експериментів для товщини п'єзоелектричних пластин  $\text{LiNbO}_3$  1,0 мм, 0,7 мм і 0,5 мм, для різної форми ЗШП (базова модель, модель зі спареними пальцями однакової ширини і модель зі спареними пальцями різної ширини), різної ширини пальців (0,25 мм та 0,5 мм) і різної відстані ЗШП до каналу.

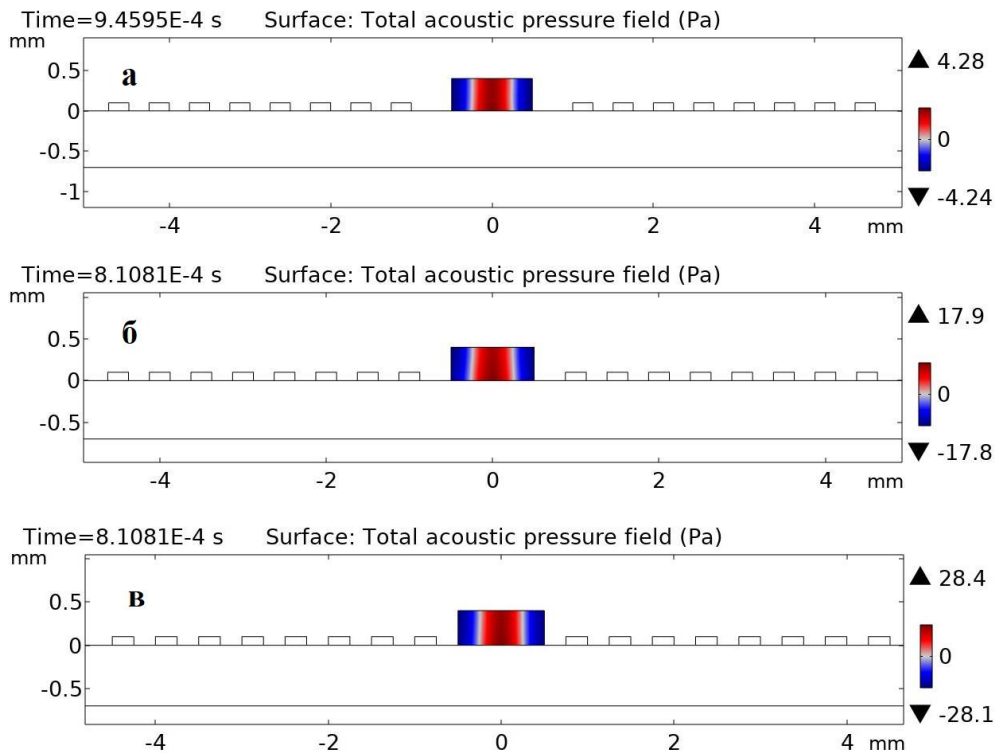
Моделювання було виконано для двох глибин каналу - 0,4 і 0,7 мм. Акустичне поле при глибині каналу 0,4 мм було стабільнішим і сильнішим, ніж при глибині каналу 0,7 мм для всіх форм ЗШП. На рисунку 4 для прикладу показані результати моделювання акустичного тиску в каналі шириною 1,0 мм і глибиною 0,4 мм. Базова модель (рис. 4, а) з шириною пальця ЗШП 0,25 мм забезпечує стійке акустичне поле з вертикальним розподілом областей позитивного і негативного тиску. Аналогічне поле створюється спареними пальцями однакової ширини (0,5 мм), значення акустичного тиску при такій конфігурації ЗШП майже вдвічі вищі (рис. 4, б). Електроди зі спареними пальцями різної ширини (0,25 мм і 0,5 мм) створюють акустичне поле, близьке за своїми характеристиками до акустичного поля базової моделі (рис. 11, в). Товщина п'єзоелектричної підкладки становила 0,7 мм.



**Рис. 4.** Розподіл акустичного тиску в мікроканалі для різних моделей IDT: а) - базова модель, б) - модель зі спареними пальцями однакової товщини, в) - модель зі спареними пальцями різної товщини

У більшості випадків сила акустичного тиску зростає зі збільшенням товщини п'єзоелектричної підкладки від 0,25 мм до 1 мм. Оскільки при використанні комплекту Micronit товщина підкладки з ніобату літію повинна становити не більше 0,7 мм, більшість модельних експериментів проводилася саме з такою товщиною пластини п'єзоелектрика.

Для всіх типів конструкцій ЗШП були проведені модельні експерименти з різною відстанню електродів від каналу - 0,5, 0,375 і 0,25 мм (рис. 12 а, б і в відповідно).



**Рис. 5.** Розподіл акустичного тиску в мікроканалі для моделі ЗШП з вісьмома спареними пальцями однакової ширини при різних відстанях електродів від каналу: а - 0,5 мм, б - 0,375 мм, в - 0,25 мм

Як видно на рис.5 а-в для ЗШП з вісьмома спареними пальцями, у міру зменшення відстані ЗШП від каналу абсолютне значення акустичного тиску зростає. Аналогічні результати спостерігалися і для інших конфігурацій ЗШП.

На основі проведених модельних експериментів було зроблено висновок, що для досліджуваної моделі лабораторного чіпа загальною довжиною 45 мм і шириною 15 мм при ширині каналу 1 мм і товщиною п'єзоелектричної підкладки 0,7 мм найбільш ефективним є ЗШП зі спареними пальцями шириною 0,5 мм, з відстанню від каналу 0,5 мм.

### Прототип структури Lab-on-Chip

Для створення прототипу змодельованого Lab-on-Chip для розділення двох типів мікрочастинок були використані матеріали та технології, що використовуються в мікроелектроніці. Конструкція складається з двох елементів. Мікроканали були виготовлені в односторонній полірованій підкладці з монокристалічного кремнію за допомогою лазерної обробки. Елементом, що замикає канали і в той же час виступає в ролі п'єзоелектричного матеріалу, є пластина з ніобату літію ( $\text{LiNbO}_3$ ). Контакти ЗШП були виготовлені на внутрішній поверхні ніобату літію за допомогою трафаретного друку. У зв'язку з необхідністю ефективного з'єднання каналів конструкції з джерелом рідини з мікрочастинками, призначеними для поділу, було прийнято рішення використовувати монтажний комплект Micronit, призначений для мікрофлюїдних досліджень. Цей пристрій складається з двох незалежних прецизійних насосів, що забезпечують



## Модельовання та прототипування акустофлюїдної системи для розділення мікрочастинок

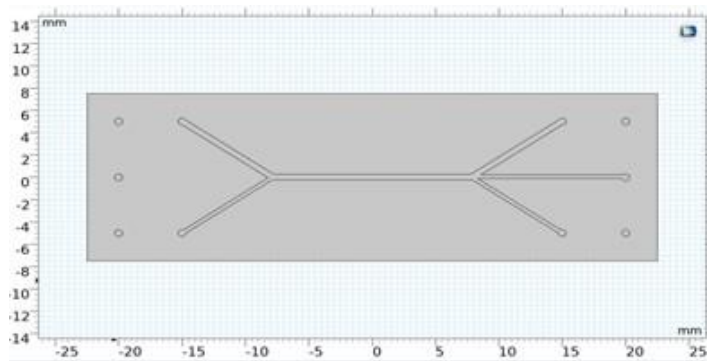
подачу рідини з регулюванням потоку в діапазоні від 0,1 до 10,0 мл/с, а також монтажних аксесуарів, які значно полегшують створення герметичних мікрозв'язків між трубками і каналом конструкції (рис. 6).



**Рис. 6.** Монтажний набір Micronit для мікрофлюїдних досліджень

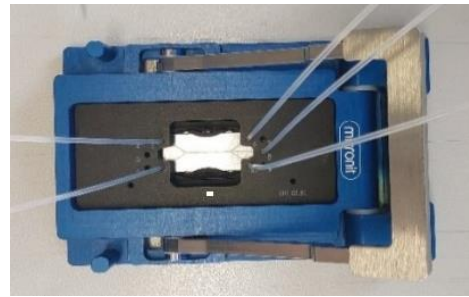
У зв'язку з використанням монтажного комплексу Micronit, геометрія проектованої мікрофлюїдної структури з точки зору її загальної товщини, зовнішніх розмірів і розташування з'єднувальних отворів до мікроканалів повинна бути строго адаптована до розмірів тримача Micronite. Тому довелося трохи змінити геометричні параметри моделі і відрегулювати необхідні витрати рідини у вхідних каналах.

Вибір кремнієвої підкладки був продиктований високою механічною стійкістю цього матеріалу, сумісністю кремнію з запланованими до випробувань речовинами і можливістю виконання точної лазерної мікрообробки в цьому матеріалі. Модель каналу, розроблена в середовищі COMSOL (рис. 7), була імпортована в програмне забезпечення керування лазерним променем і відтворена на кремнієвій підкладці шляхом багаторазового сканування області каналу ІЧ-випромінюванням потужністю 20 Вт. Розміри кремнієвої структури після лазерної обробки були визначені як 45x15x0,525 мм, діаметр отворів для підведення рідини – 1,0 мм, ширина каналу – 1,0 і 0,5 мм, глибина каналу – 0,40 мм.



**Рис. 7.** Конструкція мікроканальної системи з отворами

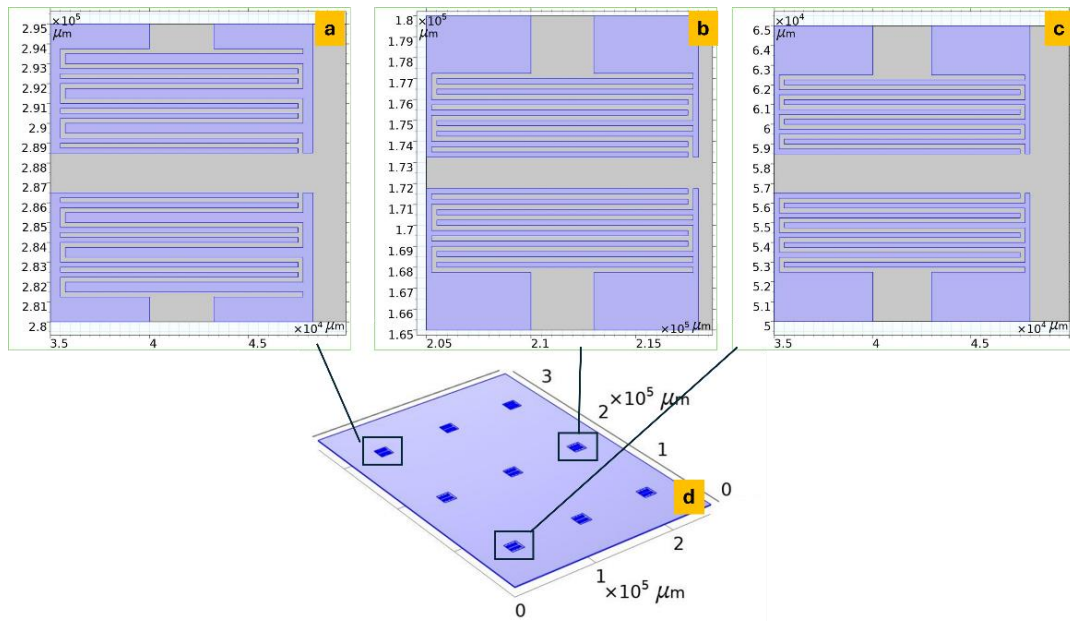
На цьому етапі був проведений перший експеримент: кремнієва пластина з вирізаною системою мікроканалів і отворів лазерним променем була приклеєна фоторезистом СУ-8 до скляної пластини з розмірами 45x15x1 мм, яка заміняла пластину з ніобату літію. Конструкцію помістили в тримач Micronite (рис. 8) і з'єднали з насосами за допомогою спеціальних мікротрубок.



**Рис. 8.** Спосіб кріплення прототипу мікрофлюїдної структури в тримачі Micronite

Експеримент показав, що при ширині каналу 0,5 мм ймовірність потрапляння фоторезисту в канал зростає, призводячи до звуження або повної закупорки каналу. Тому була обрана ширина каналу 1 мм. Однак і при ширині каналу 1 мм незважаючи на різні методики нанесення фоторезисту більше ніж у 30% фоторезист потрапляв у канал, створюючи перешкоди для вільного протікання рідини. Тому для склеювання було обрано двосторонній скотч товщиною 86,4 мкм, люб'язно наданий швейцарською фірмою READMY.

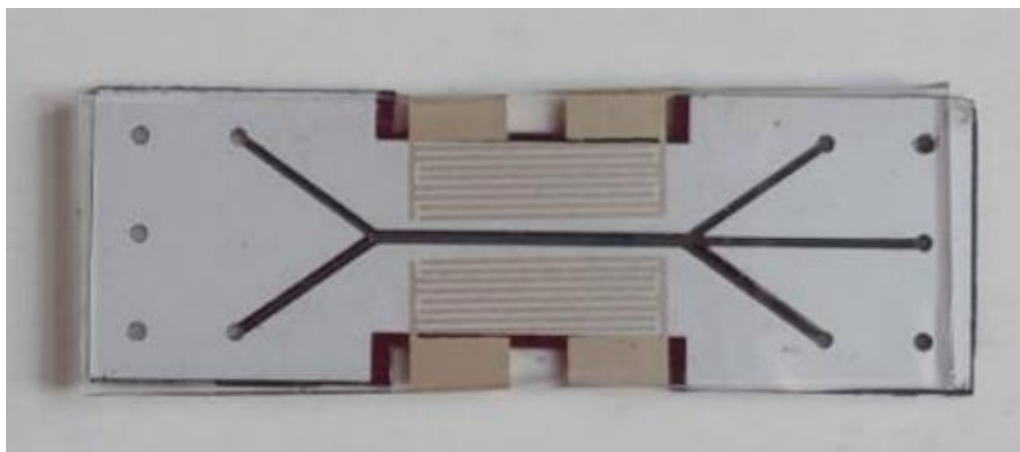
Наступним кроком у створенні прототипу стало формування зустрічно-штирьового перетворювача. Було обрано метод трафаретного (ситового) друку з використанням срібної пасти, реалізований на принтері AUREL C920. Виходячи з результатів чисельного моделювання, була розроблена та виготовлена матриця для нанесення ЗШП різних типів конфігурацій (рис. 9).



**Рис. 9.** Матриця для виготовлення зустрічно-штирьових перетворювачів: а) - модель зі спареними пальцями різної ширини, б) - модель зі спареними пальцями однакової ширини, в) - базова модель, г) - загальний вигляд матриці для трафаретного друку

Застосування срібної пасти дало можливість отримати електроди товщиною 10 мкм з хорошою адгезією і задовільною роздільною здатністю. Приклад тестової структури склеєної з використанням двостороннього скотча та нанесеними ЗШП показаний на рис.10.





**Рис. 10.** Тестова структура склеєна з використанням двостороннього скотча та нанесеними ЗШП зі спареними пальцями однакової ширини

### **Висновки**

У роботі представлено результати чисельного моделювання процесу розділення двох типів мікрочастинок в акустофлюїдній мікроканальній структурі. Побудована модель дозволила проаналізувати вплив геометричних та конструктивних параметрів пристрою на розподіл швидкості рідини у каналі та ефективність розділення мікрочастинок.

Розроблено технологію виготовлення мікроканальної структури та створено її прототип. Для лазерного формування каналів та отворів була використана кремнієва підкладка, що забезпечує подачу та вивід зваженої суміші та води. В якості кришки для мікроканалів застосовано пластину з ніобату літію (0,5 мм, 128° YX), що також виконує функцію п'єзоелектричного елемента. Електроди ЗШП були виготовлені методом трафаретного друку з використанням срібної пасті. Для з'єднання кремнієвої підкладки з п'єзопластинкою з нанесеними електродами використано двосторонній скотч. Конструкція та вибір матеріалів були адаптовані до габаритів і вимог тримача Micronite.

Створено перші дослідні зразки, які забезпечують стабільний контрольований потік робочих рідин. У перспективі передбачається розробка повнофункціональних акустофлюїдних мікросистем, здатних до ефективного розділення окремих компонентів, зважених у рідких середовищах.

### **Перелік використаних джерел**

- [1] Fan Y., Wang X., Ren J., Lin F., Wu J. Recent advances in acoustofluidic separation technology in biology (2022) // *Microsystems & Nanoengineering*, September 2022, doi: 10.1038/s41378-022-00435-6
- [2] A. Ebrahimi, K. Icoz, R. Didarian, C.-H. Shih, E. A. Tarim, B. Nasser, A. Akpek, B. Cecen, A. Bal-Ozturk, K. Güleç, Y.-C. E. Li, S. Shih, B. Sirma Tarim, H. C. Tekin, E. Alarçin, M. Tayybi-Azar, H. Ghorbanpoor, C. Özel, A. Eker Sarıboyacı, F. Dogan Guzel, N. Bassous, S. R. Shin, H. Avci, Molecular Separation by Using Active and Passive Microfluidic chip Designs: A Comprehensive Review. *Adv. Mater. Interfaces* 2024, 11, 2300492. <https://doi.org/10.1002/admi.202300492>
- [3] Wu, M., Ozcelik, A., Rufo, J. et al. Acoustofluidic separation of cells and particles. *Microsyst Nanoeng* 5, 32 (2019). <https://doi.org/10.1038/s41378-019-0064-3>
- [4] Hao N, Liu P, Bachman H, Pei Z, Zhang P, Rufo J, Wang Z, Zhao S, Huang TJ (2020) Acoustofluidics-assisted engineering of multifunctional three-dimensional zinc oxide nanoarrays. *ACS Nano* 14:6150–6163
- [5] Li P, Huang TJ (2018) Applications of acoustofluidics in bioanalytical chemistry. *Anal Chem* 91:757–767
- [6] Nasiri R, Shamloo A, Ahadian S, Amirifar L, Akbari J, Goudie MJ, Lee K, Ashammakhi N, Dokmeci MR, Di Carlo D (2020) Microfluidic-based approaches in targeted cell/particle separation based on physical properties: fundamentals and applications. *Small* 16:2000171
- [7] Akiyama Y, Egawa T, Koyano K, Moriwaki H (2020) Acoustic focusing of microplastics in microchannels: a promising continuous collection approach. *Sensors Actuators B Chem* 304:127328

- [8] Xie Y, Rufo J, Zhong R, Rich J, Li P, Leong KW, Huang TJ (2020) Microfluidic isolation and enrichment of nanoparticles. *ACS Nano* 14:16220–16240
- [9] Chen X, Miller A, Cao S, Gan Y, Zhang J, He Q, Wang R-Q, Yong X, Qin P, Lapizco-Encinas BH (2020) Rapid escherichia coli trapping and retrieval from bodily fluids via a three-dimensional bead-stacked nanodevice. *ACS Appl Mater Interfaces* 12:7888–7896
- [10] Wang H., Yuan F., Xie Z., Sun C., Wu F., Mikhaylov R., Shen M., Yang J., Zhou Y., Liang D., Sun X., Wu Z., Yang Z., Yang X., Modelling hybrid acoustofluidic devices for enhancing Nano- and Micro-Particle manipulation in microfluidics, *Applied Acoustics*, Volume 205, 109258, ISSN 0003-682X, <https://doi.org/10.1016/j.apacoust.2023.109258>.
- [11] Nesmith A.P., Agarwal A., McCaina M.L. and Parker K.K. Human airway musculature on a chip: an in vitro model of allergic asthmatic bronchoconstriction and bronchodilation, *Lab Chip*, 2014, 14, 3925-3936, DOI:<https://doi.org/10.1039/C4LC00688G>
- [12] T. Klymkovych, N. Bokla, O. Matviykyi, V. Stakhiv and M. Melnyk, "Numerical Simulation and Analysis of the Acoustic Standing Wave Field Stability in Acoustofluidic Microchannel," 2022 IEEE XVIII International Conference on the Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH), Polyana (Zakarpattya), Ukraine, 2022, pp. 57-60, doi: 10.1109/MEMSTECH55132.2022.10002931

**Tamara Klymkovych<sup>1</sup>, Nataliia Bokla<sup>2</sup>, Andrzej Kubiak<sup>3</sup>,  
Lukasz Ruta<sup>4</sup>, Volodymyr Stakhiv<sup>5</sup>, Oleh Matviikiv<sup>6</sup>**

<sup>1</sup> Computer Design Systems Department, Lviv Polytechnic National University S. Bandery str. 12, Lviv, Ukraine, E-mail: tamara.a.klymkovych@lpnu.ua, ORCID: 0000-0002-8022-368X

<sup>2</sup> Computer Design Systems Department, Lviv Polytechnic National University S. Bandery str. 12, Lviv, Ukraine, E-mail: nataliia.i.bokla@lpnu.ua, ORCID 0000-0002-4913-4857

<sup>3</sup> Department of Semiconductor and Optoelectronic Devices, Lodz University of Technology, 10 Polytechnic Str., Lodz, Poland, E-mail: andrzej.kubiak@p.lodz.pl, ORCID 0000-0002-2434-4567

<sup>4</sup> Department of Semiconductor and Optoelectronic Devices, Lodz University of Technology, 10 Polytechnic Str., Lodz, Poland, E-mail: lukasz.ruta@p.lodz.pl, ORCID 0000-0002-8919-6622

<sup>5</sup> Computer Design Systems Department, Lviv Polytechnic National University S. Bandery str. 12, Lviv, Ukraine, E-mail: volodymyr.m.stakhiv@lpnu.ua, ORCID: 0009-0004-9513-1122

<sup>6</sup> Computer Design Systems Department, Lviv Polytechnic National University S. Bandery str. 12, Lviv, Ukraine, E-mail: oleh.m.matviikiv@lpnu.ua, ORCID 0000-0002-9396-7303

## **MODELING AND PROTOTYPING OF AN ACOUSTOFLUIDIC SYSTEM FOR MICROPARTICLE SEPARATION**

Received: March 12, 2025 / Revised: March 25, 2023 / Accepted: March 31, 2025

© Klymkovych T., Bokla N., Kubiak A., Ruta L., Stakhiv V., Matviikiv O., 2025

**Abstract.** This article presents the results of numerical modeling and experimental prototyping of an acoustofluidic microchannel structure for the separation of microparticles suspended in a liquid medium. A two-dimensional model was developed to analyze the influence of geometric and physical parameters on the formation of the acoustic field within the microchannel and the efficiency of particle separation. Special attention was given to the configuration of interdigital transducers (IDT), channel width, thickness of the piezoelectric substrate, and the distance between the IDT and the channel. Based on the simulation results, a Lab-on-Chip prototype was fabricated using a silicon substrate, lithium niobate plate, and silver paste to form IDT electrodes via screen printing. A bonding method using double-sided adhesive tape was proposed to ensure tight sealing of the microchannels. The results confirm the potential of the proposed approach for developing compact acoustofluidic systems suitable for biomedical, environmental, and analytical applications

**Keywords:** acoustofluidics, microfluidic systems, acoustophoresis, interdigital transducers, Lab-on-Chip, simulation, microparticles