

## МОДЕЛЮВАННЯ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ ЗУСТРІЧНО-ШТИРЬОВИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ДЛЯ АКУСТОФЛЮЇДНИХ ЛАБ-ЧИПІВ

Отримано: серпень 22, 2023 / Переглянуто: вересень 28, 2023 / Прийнято: жовтень 10, 2023

© *Stakhiv V.*, 2023

<https://doi.org/>

**Анотація.** У статті розроблено моделі та проаналізовано різні варіанти конструкції та топології ЗШП для акустофоретичного керування переміщенням мікрочасток в мікроканалах лаб-чипів. Новизна роботи полягає в розробленні математичних моделей для нових конфігурацій ЗШП, придатних для фокусування, сортування та концентрування різномірних мікрочасток. Розроблені моделі реалізовані в середовищі COMSOL, що дає змогу проектувальнику використовувати їх для розрахунку заданих конструкцій ЗШП в реальних акустофлюїдних лаб-чипах. Показано, що підвищення продуктивності і стабільності ПАХ можна досягти шляхом вибору матеріалу п'єзоелектричної підкладки з високим коефіцієнтом електромеханічного зв'язку, а також оптимізації конструктивно-технологічних параметрів ЗШП та мікроканалу. Розглянуто різні варіанти конструкцій ЗШП та проведено їх порівняльний аналіз.

**Ключові слова:** акустофлюїдика, лаб-чип, ПАХ, ЗШП, моделювання, сортування.

### Вступ

Відомо, що рідинні мікросистеми, до яких належать мікрофлюїдні лаб-чипи, мають багато унікальних особливостей і переваг, зокрема: велике відношення площі поверхні до об'єму забезпечує швидкий масо- і теплообмін у мікроканалах; швидка кінетика дає змогу швидко перемішувати реагенти та забезпечує фізико-хімічні процеси; малі обсяги рідин забезпечують безпеку, екологічну та економічну ефективність операцій; точний контроль над рідинами забезпечує високий вихід і селективність утворення продуктів реакції; малі розміри мікрореакторів спрощують повторюваність та полегшують масштабування; реактивні, легкозаймисті, токсичні, корозійні або вибухонебезпечні вихідні матеріали та/або проміжні продукти в надзвичайно малому просторі забезпечують безпечно експериментальне середовище тощо. Ці та інші переваги мікрофлюїдних лаб-чипів спонукають проектувальників постійно розробляти нові пристрої для задоволення різноманітних потреб у галузях науки, медицини та технологій.

### Постановка проблеми

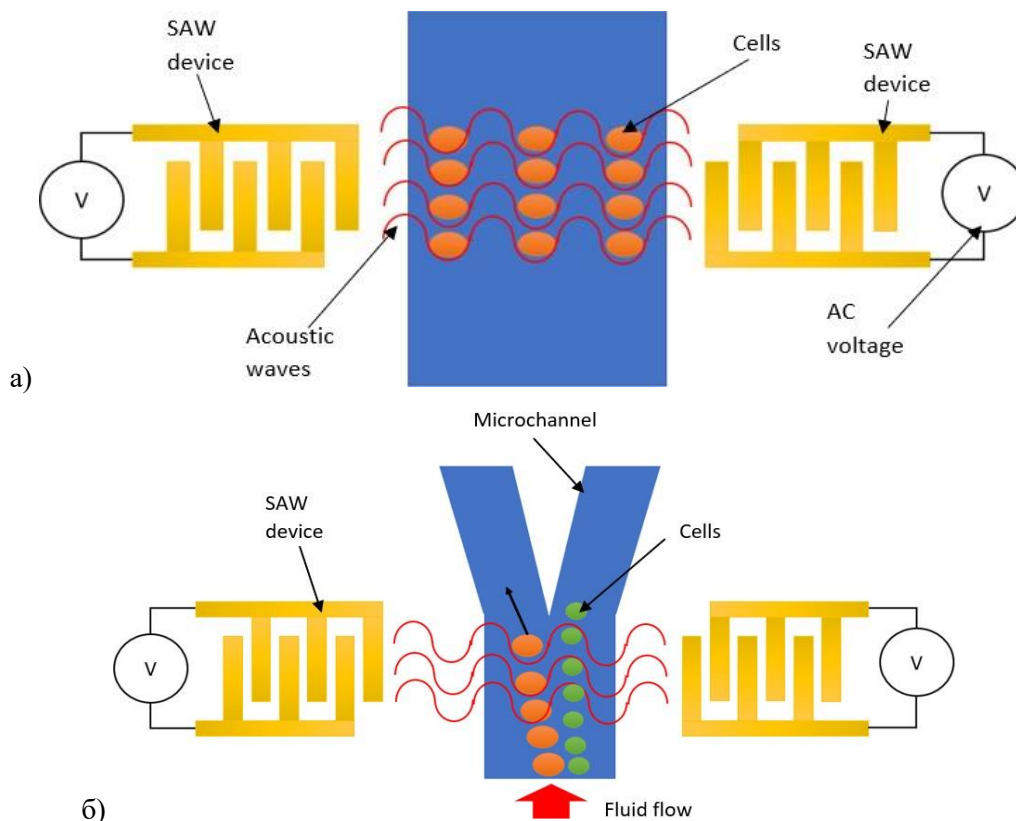
Останнім часом великого значення набуває розроблення акустофоретичних лаб-чипів для розділення та сортування зважених нерозчинних мікрочасток та живих мікроорганізмів, оскільки акустична левітація є безконтактним, неруйнівним і незалежним від матеріалу методом керування [1]. Акустофорез базується на застосуванні поверхневих акустичних хвиль (ПАХ), які генерують за допомогою зустрічно-штирових перетворювачів (ЗШП) [2]. Проектування, виготовлення та методи керування ЗШП добре розроблені в мікроелектроніці, зокрема для твердотільних фільтрів та ліній затримки, але їх використання в мікрофлюїдних лаб-чипах потребує адаптації та додаткових досліджень. Зокрема, математичне моделювання розповсюдження акустичного випромінювання та

моделювання руху мікрочасток в утвореному акустичному полі є гострою проблемою, яку слід розв'язати проектувальникам під час розробки нових конструкцій акустофлюїдних пристроїв.

### Огляд сучасних джерел інформації за тематикою публікації

Рідинні мікросистеми загалом, і акустофлюїдні лаб-чипи зокрема, є мультидисциплінарними пристроями, для яких проектування, виготовлення та застосування потребує знань з механіки твердого тіла та рідини, технології мікроелектроніки, хімії, біології та інших областей. Детальний огляд сучасних наукових публікацій щодо проблем застосування ПАХ в мікрофлюїдних лаб-чипах проведено в статтях [3, 4]. Більшість публікацій присвячені використанню ПАХ для різних біомедичних застосувань а саме: поділ клітин, виявлення вірусів, бактеріальні біоплівки, моніторинг стовбурових клітин сухожилів, аналіз ДНК тощо.

У більшості застосувань використовуються лаб-чипи з класичною конфігурацією, в якій мікроканал з біосистемою розміщується між двома сусідніми ЗШП, що дають змогу формувати поверхневі акустичні хвилі для зондування або активації. Класичним прикладом є схематичне зображення керування потоку клітин в мікроканалі за допомогою ПАХ, представлене на рис. 1 [2]. В оглядових статтях основна увага приділяється впливу типів матеріалів, рідин, мікрочастинок, а також процесам виготовлення, однак дуже мало обговорюється вплив конструкції та топології ЗШП на ефективність процесів маніпулювання частинками, на стабільність поверхневої акустичної хвилі та стоячої/плаваючої акустичної хвилі в мікроканалі, на характеристики чутливості акустофоретичних Лаб-чипів у конкретних застосуваннях тощо.



**Рис. 1.** Схематичне зображення керування переміщенням мікрочасток/клітин в мікроканалі лаб-чипа за рахунок використання ПАХ [2]: а) упорядкування мікрочасток, б) розділення мікрочасток.

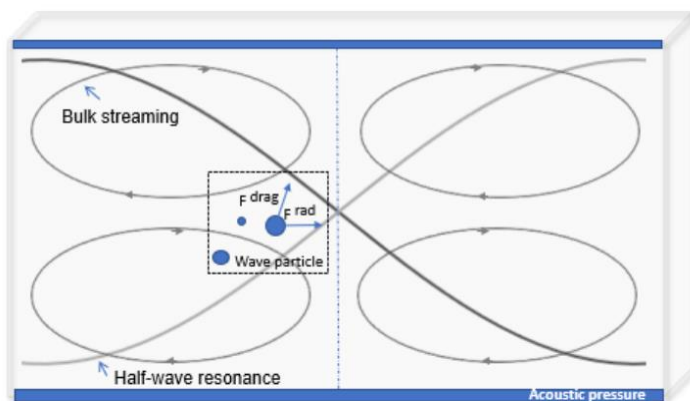
Крім задач упорядкування та розділення мікрочасток, в літературі наявні дослідження акустофлюїдних пристроїв для фокусування, сортування, змішування, обертання тощо.

### Цілі та проблеми дослідження

Оскільки основним робочим елементом, який генерує ПАХ в акустофлюїдному лаб-чипі є ЗШП, тому метою даного дослідження є побудова та дослідження моделі ЗШП для забезпечення ефективного керування потоком мікрочастинок, а саме їх безконтактного фокусування, упорядкування, обертання, сортування чи розділення в мікроканалах лаб-чипа. Для досягнення цієї мети в даній роботі було розв'язано ряд задач, зокрема проаналізовано різні варіанти конструкції та топології ЗШП, розроблено моделі для різних варіантів ЗШП, проведено аналіз створених моделей щодо їх можливого використання в контексті управління рухом мікрочастинок у мікроканалах лаб-чипів за допомогою акустофорезу. Новизна даної роботи полягає в розробленні математичних моделей для нових конфігурацій ЗШП для акустофоретичного керування потоком мікрочастинок в Лаб-чипах. Розроблені моделі реалізовані в середовищі COMSOL, що дає змогу проектувальникам використовувати їх практиці для проектування та розрахунку заданих конструкцій ЗШП в реальних акустофлюїдних лаб-чипах для фокусування, сортування чи розділення мікрочастинок.

#### Принципи акустофоретичного керування мікрочастинами в лаб-чипах

Усі акустофоретичні лаб-чипи використовують ультразвукові коливання, які формують у мікроканалі акустичне поле. В такому полі діють два типи сил – сила акустичного випромінювання  $F_{rad}$  і сила опору потоку  $F_{drag}$ , спричинену циркулюючими акустичними потоками (Рис. 2). З рис. слідує, що в напівхвильовому мікроканалі стояча акустична хвиля викликає акустичну силу, яка скеровує (фокусує) мікрочастинок до площини низького тиску через ефекти другого порядку.



**Рис. 2.** Схематичний вигляд перерізу мікроканалу з представленими силою акустичного випромінювання  $F_{rad}$  і силою опору потоку  $F_{drag}$ , що діють на мікрочастинок.

В умовах ламінарного потоку (при низьких числах Рейнольдса) Стоксівська сила опору потоку може бути записана, як [1]:

$$F_{drag} = -6\pi\mu R_p v, \quad (1)$$

де  $\mu$  – позначає в'язкість рідини,  $v$  – відносна швидкість між рідиною та мікрочастинами,  $R_p$  – радіус мікрочастинок.

Первинну складову сили акустичного випромінювання можна записати як [3]:

$$F_{rad} = 2\pi\rho_l |A|^2 (kR_p)^6 \cdot \frac{9 + 2(1 - \lambda_p)^2}{9(2 + \lambda_p)^2}, \quad \partial_e \lambda_p = \frac{\rho_l}{\rho_p}, \quad (2)$$

де  $A$  – комплексна амплітуда швидкості;  $R_p$  – радіус частинки;  $\lambda$  – довжина хвилі;  $k$  – хвильове число акустичного випромінювання, яке дорівнює  $2\pi/\lambda$ ;  $\rho_l$ ,  $\rho_p$  – густина навколишньої рідини та частинки відповідно.

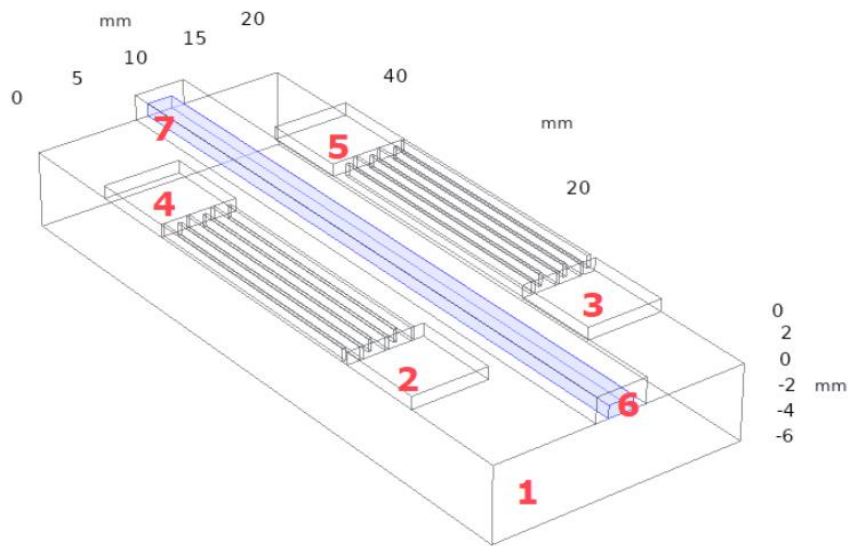
Подальші дослідження в цій роботі зосереджені на пристроях ПАХ, які базуються на хвилях Релея. Ці хвилі включають як поздовжні, так і поперечні рухи, що передаються вздовж поверхні п'єзоелектричної підкладки і викликають субнанометровий рух її молекул. У точці, де ПАХ взаємодіє з рідиною, він змінює свій режим вібрації на нещільну поздовжню хвилю, яка безперервно проходить через рідину під кутом Релея:

$$\theta_R = \sin^{-1} \frac{v_L}{v_S}, \quad (3)$$

де  $v_S$  – швидкість ПАХ на п'єзоелектричній підкладці та  $v_L$  – швидкість звуку в рідині.

У пристроях на ПАХ формування поверхневої хвилі здійснюють за допомогою пари гребінчатих протилежно заряджених електродів ЗШП, сформованих на п'єзоелектричній підкладці або шарі. ПАХ генеруються та поширюються по поверхні п'єзоелектричної підкладки при подачі сигналу змінної напруги на електроди ЗШП.

Використовуючи дві пари ортогонально протилежних електродів, які генерують протилежні хвилі, в мікроканалі або мікрокамері лаб-чипа можна отримати стоячу акустичну хвилю на ультразвукових частотах зі сформованими акустичними вузлами та пучностями. Ці вузли тиску утворюють лінії потоку в мікроканалах і фокусують зважені частинки, подібно до гідродинамічних або електрокінетичних ефектів. Типовий акустофлюїдний лаб-чип на ПАХ складається з підкладки, покритої товстим п'єзоелектричним шаром (напр., ніобату літію), однієї або двома парами ЗШП, розташованими на протилежних сторонах прямокутного мікрофлюїдного каналу (рис. 3).



**Рис. 3.** Схематичний дизайн акустофлюїдного лаб-чипа:  
1 - п'єзошар LiNbO<sub>3</sub>; 2-5 - ЗШП, 7 – ПДМС мікроканал, 6 - рідина.

При подачі коливального електричного сигналу на контакти ЗШП, на резонансній частоті активується поверхнева акустична хвиля:

$$f = \frac{c_S}{\lambda_{ПАХ}}, \quad (4)$$

де  $c_S$  - швидкість звуку в ніобаті літію, а  $\lambda_{ПАХ}$  - відстань між послідовними парами пальців ЗШП.

Загалом, для кожного п'єзоелектричного матеріалу, параметри, такі як швидкість поширення звуку, резонансна частота ПАХ, її амплітуда і орієнтація хвильового фронту, залежать від особливостей конструкції та розмірів електродів, а також частоти та потужності прикладеного електричного сигналу. У типовій конфігурації двонаправлених електродів ЗШП відстань між

пальцями становить  $\lambda/4$ , де  $\lambda$  – довжина хвилі. На рис. 4 продемонстровано розташування таких двонаправлених електродів.

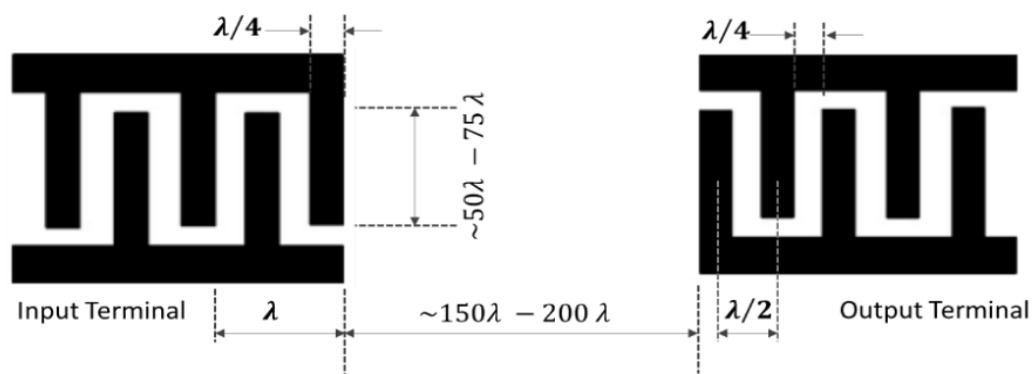


Рис. 4. Схематичне зображення двонаправлених електродів ЗПП [5].

Для роботи акустофоретичних мікрофлюїдних пристроїв необхідно щоб у мікроканалі утворювалася стабільна стояча акустична хвиля з заданим розташування областей нульового тиску. Тоді, під дією первинної сили акустичного випромінювання в рідині утворюються вузли тиску та пучності, до яких в залежності від їх характеристик спрямовуються всі зважені мікрочастинки/біоклітини.

#### Проектування ЗПП в середовищі COMSOL Multiphysics

На рис. 3 представлено конструкцію лаб-чипа, призначеного для фокусування частинок. Цей пристрій розроблено для моделювання ЗПП. Він виготовлений з матеріалу PDMS і має форму прямокутного мікрофлюїдного каналу, поперечний переріз якого становить 1,0x1,0 мм.

ПАХ створюються парою прямих ЗПП, що складаються з трьох з'єднаних пар пальців. Довжина пальців ЗПП дорівнює 12,0 мм, а апертюра 10,0 мм (ширина перекриття), крок 0,25 мм, матеріал – алюміній. ЗПП сформовані плівкою товщиною 1,0 мкм поверх п'єзоелектричного шару.

Для подальшого дослідження була обрана 2D модель представлена на рис. 5, яка являє собою поперечне січення лаб-чипа.

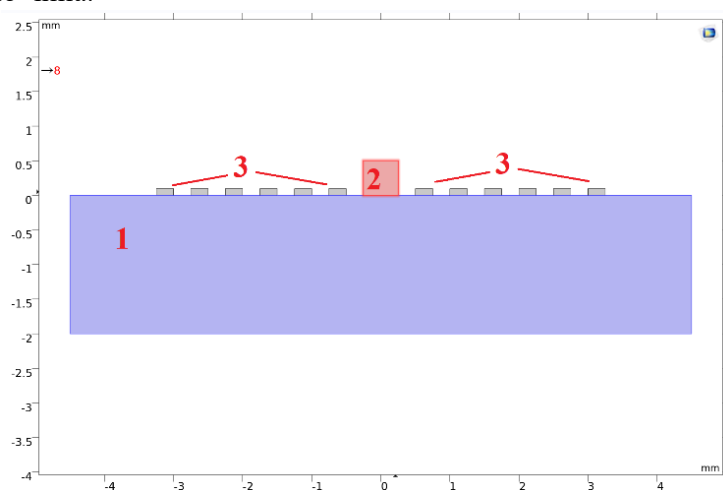


Рис. 5. Загальний вигляд моделі лаб-чипа:

1 – п'єзоелектрична підкладка, 2 - мікроканал, 3 – електроди ЗПП.

Розміри конструктивних елементів лаб-чипа взяті з дослідження [2] і становлять: п'єзоелектрична підкладка  $9 \cdot \lambda_0 \times 2 \cdot \lambda_0$ , мікроканал  $\lambda_0/2 \times \lambda_0/2$ , електроди  $\lambda_0/4 \times \lambda_0/10$ , де  $\lambda_0$  – довжина хвилі, яка у цьому дослідженні дорівнює 1,0 мм, що відповідає частоті  $1.48 \times 10^6$  Гц. Властивості п'єзоелектричного матеріалу вибирались з бібліотеки COMSOL Multiphysics.

## Моделювання та дослідження зустрічно-штирєвих перетворювачів для...

Для побудови математичної моделі пристрою в середовищі COMSOL Multiphysics були використані такі фізики процесу: Акустика тиску, перехідний процес, Механіка твердого тіла, Електростатика, Електричні струм та мультифізики П'єзоелектричний ефект і Акустично-структурна межа.

Основними рівняннями, які використовуються для опису руху стисливої рідини без втрат (без в'язкості та теплопровідності), є рівняння імпульсу (відомі як рівняння Ейлера) та рівняння неперервності.

$$\frac{\partial u}{\partial t} + (u \cdot \nabla)u = -\frac{1}{\rho} \nabla p, \quad (5)$$
$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u) = 0,$$

де  $\rho$  – повна густина,  $u$  – повне поле швидкості,  $p$  – повний тиск.

У традиційній акустиці вважається, що всі термодинамічні процеси є оборотними та адіабатичними, і ці процеси відомі як ізоентропійні. Для нерухомої рідини з початковою густиною  $\rho_0$  і початковим тиском  $p_0$  при малому відхиленні параметрів можна записати наступні рівняння:

$$\begin{aligned} p &= p_0 + p_1 \\ \rho &= \rho_0 + \rho_1 \\ u &= 0 + u_1 \end{aligned} \quad (6)$$

де  $\rho_1 \ll \rho_0$  і  $u_1 \ll c$ , а нижній індекс 1 представляє невеликі акустичні збурення.

Вставляючи рівняння (6) у основні рівняння (5) та зберігаючи лише члени, лінійні відносно малих змінних відхилень, одержуємо:

$$\frac{\partial u_1}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0} \nabla p_1, \quad (7)$$
$$\frac{\partial \rho_1}{\partial t} + \rho_0 (\nabla \cdot u_1) = 0.$$

У процесі лінеаризації, одну з залежних змінних, а саме густину, можна виразити через тиск, з використанням різниці в густині.

$$\rho_1 = \left. \frac{\partial \rho_0}{\partial p} \right|_s \rho_1 = \frac{1}{c_s^2} p_1, \quad (8)$$

де  $c_s$  - швидкість звуку при постійній ентропії  $s$ .

Це рівняння стосується фонові густини  $\rho_0$  та фонового тиску  $p_0$  зі сталою величиною, яка не залежить від простору. Індекси  $s$  більше не використовуватимемо надалі. З поданого вище виразу також випливає, що є правильною ще одна вимога до лінійної акустики:

$$\rho_1 \ll \rho_0 c^2. \quad (9)$$

Після підстановки отриманих рівнянь імпульсу в рівняння неперервності та позбавившись індексу 1, одержимо хвильове рівняння, яке описує поширення звукових хвиль у середовищі без втрат.

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \rho}{\partial t^2} - \nabla \cdot (\nabla \rho) = 0. \quad (10)$$

Окремим випадком є гармонічна хвиля, в якій зміна тиску з часом відбувається наступним чином:

$$\rho(x, t) = p(x)e^{i\omega t}, \quad (11)$$

де  $\omega = 2\pi f$  – кутова частота, а  $f$  позначає частоту акустичних коливань.  
Акустичне хвильове рівняння можна звести до рівняння Гельмгольца.

$$\nabla \cdot (\nabla p) + \frac{\omega^2}{c^2} p = 0, \quad (12)$$

де вираз  $\omega/c$ , який є відношенням частоти до швидкості поширення, можна ідентифікувати як хвильове число  $k$ . Крім того, це рівняння можна розглядати як рівняння для знаходження власних значень у рівняннях з частинними похідними для власних мод та власних частот.

Transient Pressure Acoustics Model розв'язує рівняння для нестационарного (перехідного) моделювання акустики. Це рівняння скалярної хвилі:

$$\frac{1}{\rho c^2} \frac{\partial^2 \rho_t}{\partial t^2} + \nabla \cdot \left( -\frac{1}{\rho} (\nabla \rho_t - \mathbf{q}_d) \right) = Q_m. \quad (13)$$

У даному виразі, де  $\rho_t$  – загальний акустичний тиск,  $\rho$  – густина рідини,  $c$  – швидкість поширення звуку,  $\mathbf{q}_d$  – дипольне джерело, що зазвичай діє сильніше в двох протилежних напрямках, та  $Q_m$  – об'ємне джерело, що діє однаково у всіх напрямках. У цьому виразі характеристики, такі як швидкість звуку та густина, можуть теоретично змінюватися у просторі, але зміни в них відбуваються дуже повільно в часі, набагато повільніше, ніж зміни акустичного сигналу.

На зовнішніх межах мікроканалу встановлено умову Sound Hard Boundary (Wall) для симуляції твердих граничних поверхонь або стін. Ця умова визначає, що нормальна компонента швидкості частинки на границі прямує до нуля (рис. 6).

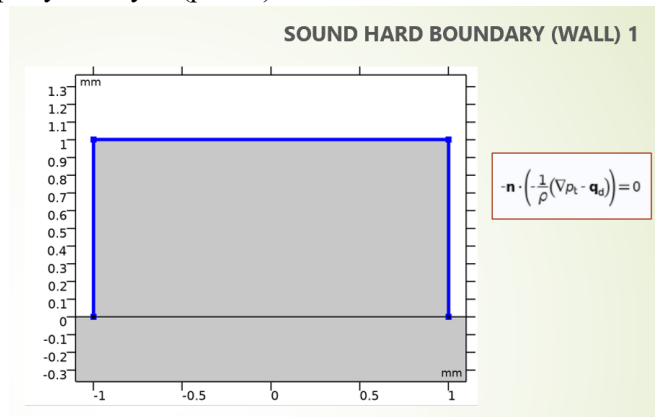


Рис. 6. Граничні умови на зовнішніх стінках каналу

На дні каналу використовується гранична умова акустично-структурного зв'язку (The Acoustic-Structure Boundary) для з'єднання моделі Pressure Acoustics з п'єзоелектричною підкладкою (рис. 7).. Це з'єднання включає в себе вплив рідини на конструкцію та структурне прискорення рідини.

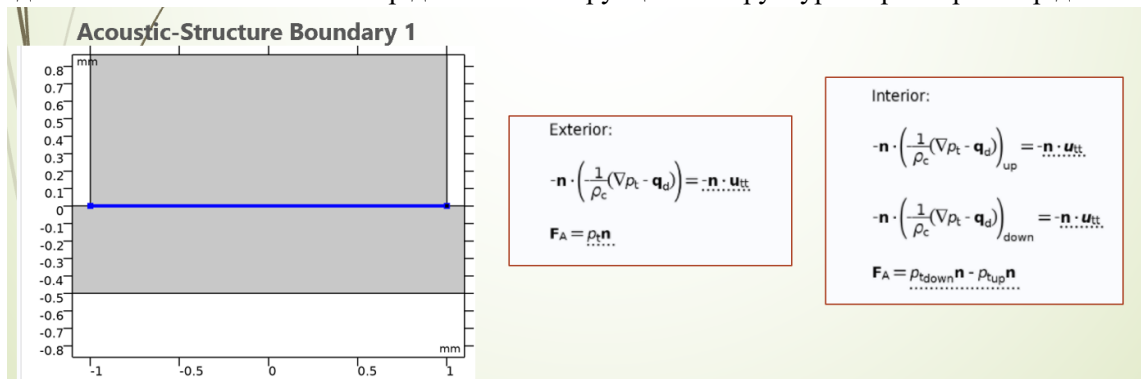


Рис. 7. Граничні умови на дні мікроканалу

Рівняння руху є основним рівнянням у механіці твердого тіла:

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = \nabla \cdot S + F_V, \quad (14)$$

де  $u$  - це вектор, що описує структурні переміщення, густина  $\rho$  відповідає густині матеріалу в початковому недеформованому стані, вектор об'ємної сили  $F_V$  має компоненти в актуальній конфігурації, але виражені відносно початкового об'єму,  $S$  - це другий тензор напружень, відомий як тензор напружень Піола-Кірхгофа.

П'єзоелектричний шар описується рівняннями п'єзоелектрики, а саме рівнянням імпульсу та рівнянням збереження заряду електростатики:

$$\nabla \cdot D = P_V, \quad (15)$$

де  $P_V$  – концентрація електричного заряду.

Для обчислення електричного поля скористаємося потенціалом  $V$ :

$$E = -\nabla V. \quad (16)$$

На нижній границі п'єзоелектрика задано обмеження переміщення в напрямку, нормальному до границі (рис. 8).

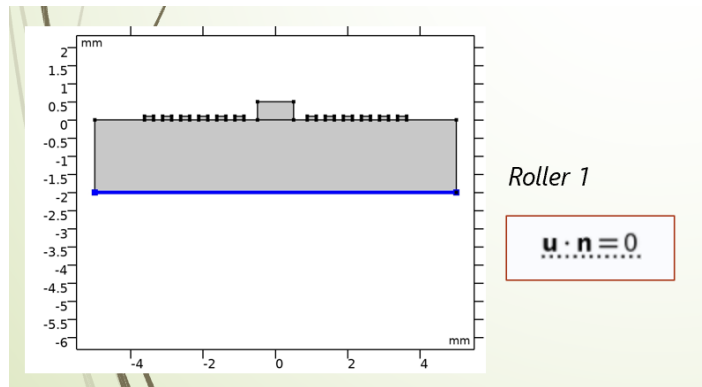


Рис. 8. Граничні умови на нижній поверхні п'єзоелектричної підкладки.

Інтерфейс електростатики використовується для розрахунків електричного поля, поля електричного зміщення та розподілу потенціалу в діелектриках у випадках, коли розподіл заряду задається в явному вигляді:

$$\begin{aligned} \nabla \cdot D &= P_V, \\ E &= -\nabla V. \end{aligned} \quad (17)$$

На межах ЗШП встановлюються різні граничні умови: "Ground" потенціал на границі дорівнює нулеві, "Terminal" дозволяє визначити загальний струм, який протікає через провідник, і "Zero Charge" вимагає, щоб заряд на границі був рівний нулю ( $n \cdot D = 0$ ), що є типовою умовою для зовнішніх меж ЗШП.

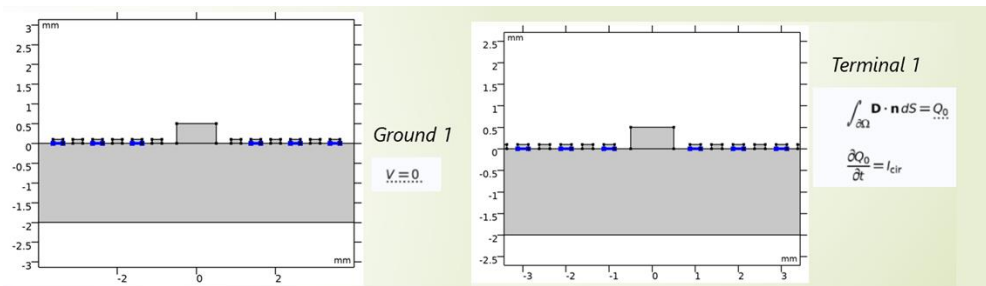


Рис. 9. Граничні умови на пальцях ЗШП.

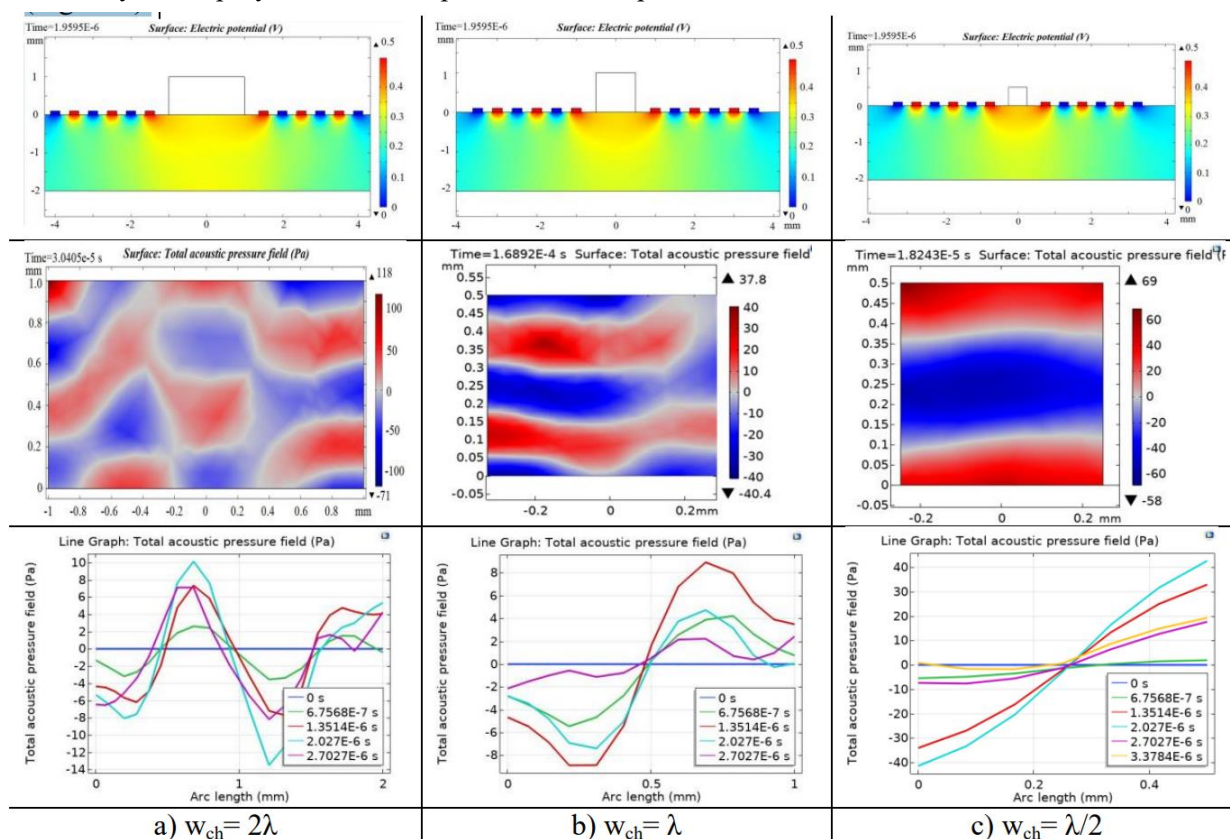


Інтерфейс для аналізу електричних кіл інтегрує функціональність для моделювання струмів і напруг у різних схемах. Він дозволяє користувачеві включати в схему різноманітні компоненти, такі як джерела напруги та струму, резистори, конденсатори, котушки індуктивності і напівпровідникові пристрої. Цей інтерфейс базується на законах Кірхгофа, які встановлюють зв'язки між напругами, струмами і зарядами в різних частинах схеми.

Тип джерела слід вибирати відповідно до обраного типу досліджень. У даному випадку це залежна від часу синусоїда  $\sin(2\pi/T_0)*t$ .

### Результати та обговорення

Результати моделювання для визначення оптимальної ширини каналу і товщини підкладки наведено в [1 ЗШП]. Для аналізу впливу різних довжин ПАХ (ширина каналу  $2\lambda$ ,  $\lambda$  і  $\lambda/2$ ) і розташування мікроканалу на формування стабільних стоячих акустичних хвиль було проведено кілька симуляцій, результати яких представлено на рис. 10.



**Рис. 10.** Розподіл поверхневого електричного потенціалу (вверху), поле поверхневого акустичного тиску (всередині) і (внизу) контури стоячої акустичної хвилі в мікроканалі шириною  $2\lambda$  (a),  $\lambda$  (b) і  $\lambda/2$  (c).

Розподіл електричного потенціалу представлено для трипальцевого ЗШП. Джерело РЧ-сигналу генерувало синусоїдальну хвилю ( $\sin(2\pi/T_0)*t$ ). Максимальне значення потенціалу становить 0,37 В для ширини каналу  $2\lambda$  і  $\lambda$  і 0,36 В для ширини каналу  $\lambda/2$ . Як видно з усіх трьох рисунків, сумарна глибина проникнення електричного потенціалу під ЗШП дорівнює  $\lambda/2$ , а на глибині  $\lambda$  електричний потенціал близький до нуля. Таким чином, на практиці товщина п'єзоелектричного шару повинна бути принаймні один  $\lambda$  або  $= 1,0$  мм у нашому випадку.

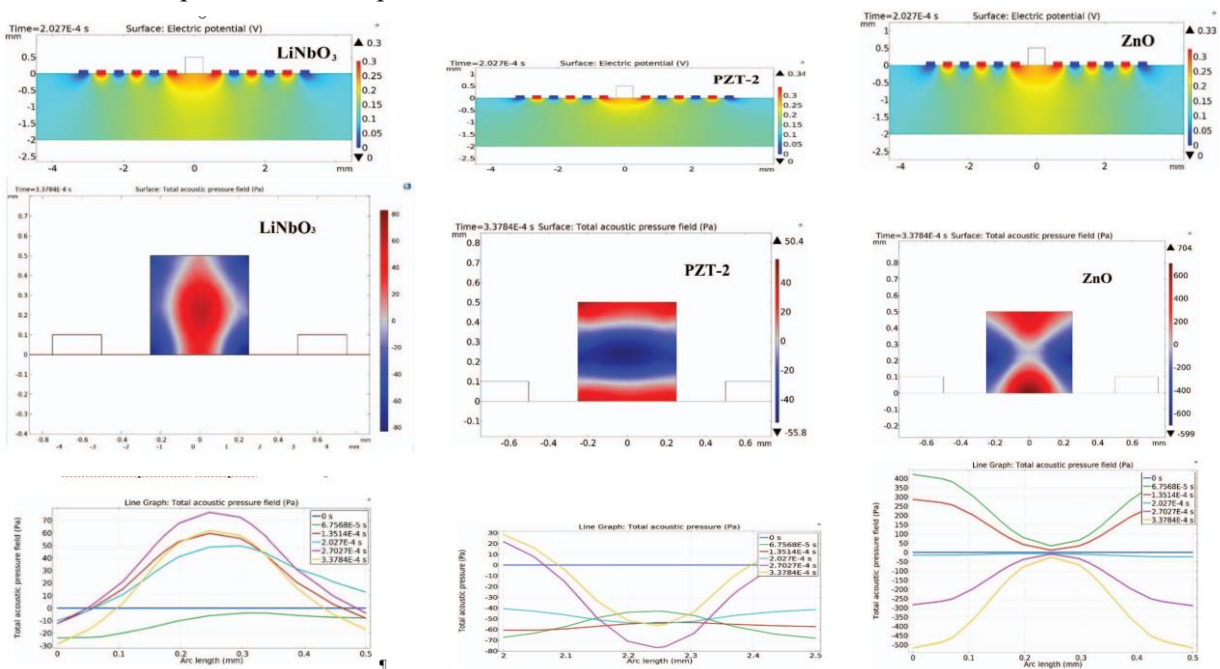
Акустичний тиск змінюється в межах  $[-3,76..2,48]$  Па для ширини каналу  $2\lambda$ ,  $[-5,36..3,75]$  Па для ширини каналу  $\lambda$ , та  $[-5,89..4,14]$  Па для ширини каналу  $\lambda/2$ . Позитивне значення тиску показано червоним кольором, а негативне – синім. Ділянка, зображена білим кольором, означає області нульового тиску, де розташовані вузли акустичної стоячої хвилі.

## Моделювання та дослідження зустрічно-штирьових перетворювачів для...

У нижньому рядку малюнок добре видно фокуси стоячої хвилі. Він представляє лінійні графіки акустичного тиску вздовж лінії, паралельної до дна каналу на висоті  $\lambda/4$ . Кожна лінія відповідає часовому кроку від 0 до  $6,7568E-6$  (с) з інтервалом, рівним періоду хвилі  $T_0 = 1/f_0$ , де  $f_0$  - частота хвилі. Як видно з рисунку 5, при ширині каналу  $2\lambda$  виникли три акустичних фокуси, при ширині каналу  $\lambda$  або  $\lambda/2$  – один акустичний фокус. Однак для ширини каналу  $\lambda/2$  акустичний фокус більш точний. Враховуючи, що для ширини каналу  $\lambda/2$  градієнт акустичного тиску більший, можна припустити, що за такого стану фокусування зважених частинок буде найбільш стабільним.

Теоретичний аналіз та отримані результати моделювання підтвердили, що ефективність роботи ЗШП визначається матеріалами підкладки та електродів, апертурою, шириною та висотою електродів ЗШП. Ці фактори можна легко оптимізувати за допомогою певних конструктивних параметрів, наприклад робочої частоти. Крім того, кількість пар пальців можна змінювати, щоб регулювати імпеданс ЗШП збудження, що відіграє вирішальну роль у досягненні ефективної роботи ПАХ.

Результати моделювання залежності акустичного поля в каналі від матеріалу представлено в [2 ЗШП]. Для лаб-чипа, представленого на рис.2 у [2 ЗШП] підібрано оптимальні розміри каналу та параметри п'єзоелектричного шару. Як п'єзоелектричний матеріал був обраний ніобат літію, оскільки він є одним із найпопулярніших матеріалів для виготовлення пристроїв на ПАХ. Проте кілька тонкоплівкових п'єзоелектричних матеріалів, таких як ZnO, AlN і PZT (п'єзокераміка), привернули увагу дослідників за останні кілька років. Усі вони вважаються найкращими для виробництва акустичних рідинних лабораторних пристроїв. Тому було проведено дослідження поведінки акустичного поля в прямокутному мікроканалі для різних п'єзоелектричних матеріалів. Основна увага була спрямована на вивчення впливу п'єзоелектричного матеріалу підкладки на функціональність акустофлюїдних пристроїв. Для дослідження була обрана двовимірна модель, представлена на рис. 10, яка представляє центральний переріз лабораторного чіпа. Результати моделювання представлено на рис. 11.



**Рис. 11.** Розподіл електричного потенціалу (верхній ряд), поле акустичного тиску (середній ряд) та часові зрізи акустичного тиску по горизонтальній (для LiNbO<sub>3</sub> і ZnO) та вертикальній (для PZT-2) середніх ліній мікроканалю.

Таким чином, в акустофлюїдних лаб-чипах з різними матеріалами п'єзоелектричних підкладок отримано різний просторовий розподіл акустичного тиску в прямокутному мікроканалі. Крім того, сила акустичного тиску у лаб-чипі з п'єзоелектричною підкладкою з оксиду цинку є на порядок більшою.

Також було проведено моделювання залежності акустичного поля в каналі від конфігурації ЗШП. Крім базового ЗШП (рис.4) було розглянуто ЗШП зі спареними пальцями та 4 конфігурації ЗШП з пальцями різної ширини. Схематичні зображення ЗШП, розподіл потенціалу та акустичного тиску у мікроканалі представлені на рис. 12.

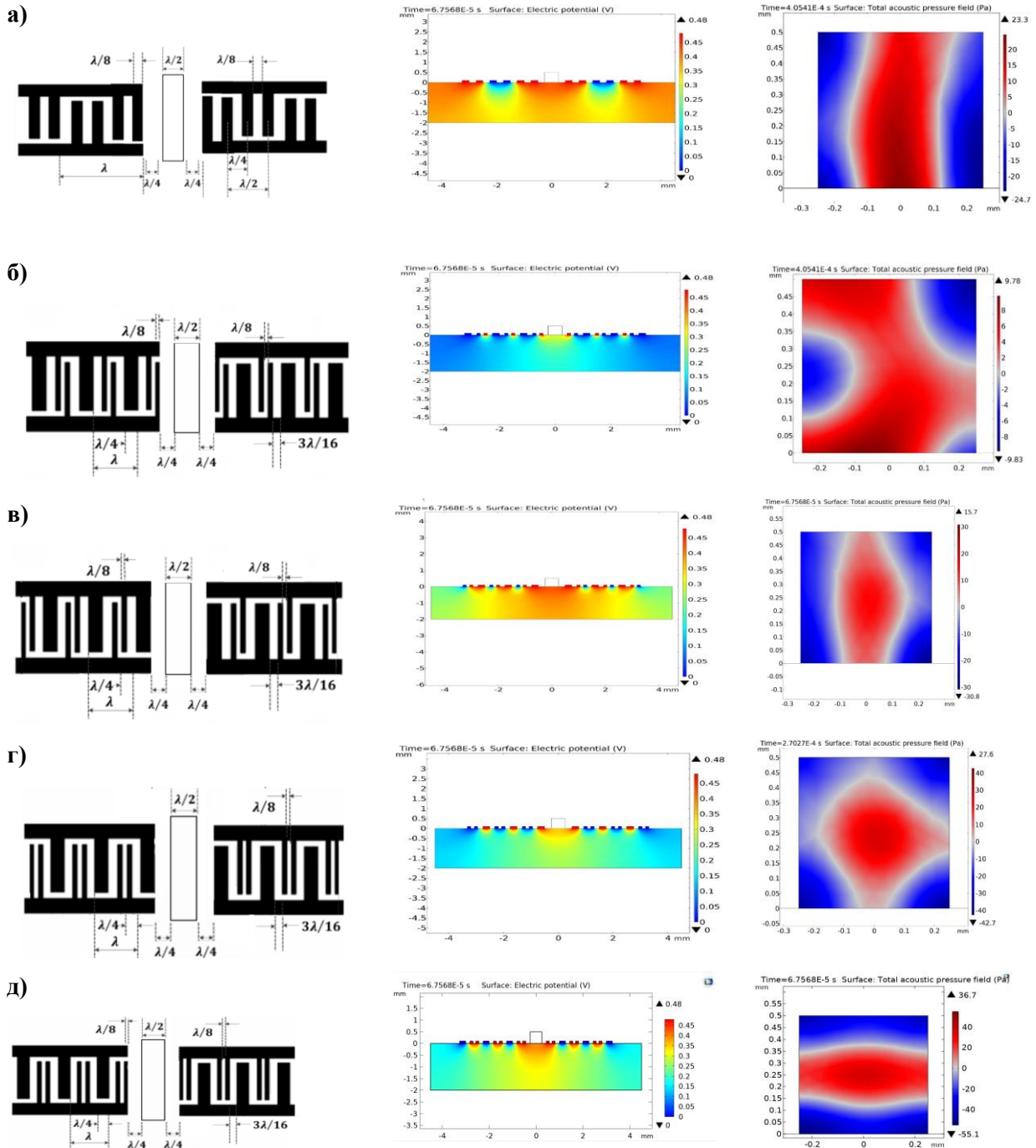


Рис. 12. Схематичні зображення ЗШП, розподіл потенціалу у лаб-чипі та акустичного тиску у мікроканалі.

Під дією акустичного тиску частинки зосереджуються у пучностях та вузлах стоячої акустичної хвилі, тому для їх розділення та фокусування необхідно, щоб ці області були стабільними. Тому позитивними особливостями базового ЗШП з рівномірно розташованими пальцями (рис.4) є високий акустичний тиск та його стійкий розподіл в часі. Негативною особливістю є ромбоподібна форма області нульового тиску, що може призвести до фокусування частинок під стінками мікроканалу. Позитивним аспектом ЗШП з попарно розташованими пальцями є те, що частинки

фокусується вздовж вертикальних ліній (рис.12, а). Його недоліком є слабше акустичне поле у мікроканалі та менша його стабільність.

Різні варіанти модифікації ЗШП, в яких використовуються пальці різної ширини, призвели до різних результатів. Зокрема, виявилось, що модифікація, в якій на одному електроді розміщено лише пальці ширини  $\lambda/8$  мм (потенціал), а на іншому електроді чергуються пальці різної ширини (земля), є найменш ефективною (рис.12, б). Ця конфігурація не підходить для застосувань, які вимагають фокусування або сортування мікрочастинок. Вона не забезпечує стабільного акустичного поля тиску в мікроканалі для даного матеріалу, товщини п'єзоелектричної підкладки та розмірів мікроканалу.

Модифікації ЗШП, в яких на одному електроді розташовані лише пальці ширини  $\lambda/8$  мм (земля), а на іншому електроді чергуються пальці різної ширини (потенціал), мають характеристики, які схожі до базової модифікації ЗШП (рис.12, в), однак області нульового акустичного тиску більш витягнуті у вертикальному напрямку та мають нижчу стабільність. У випадку модифікації ЗШП представленої на рис.12, г зони нульового акустичного тиску мають, ромбоподібну форму як і у випадку базової модифікації ЗШП, проте значення акустичного тиску є нижчими. Остання модифікація ЗШП (рис.12,д), забезпечує стійкий розподіл і високі значення акустичного тиску з чітко вираженими горизонтальними нульовими зонами. Горизонтальне розташування зон нульового акустичного тиску, можна вважати недоліком, оскільки таке розташування вимагатиме не стандартної конфігурації мікроканалу для розділення мікрочастинок.

### **Висновки**

Зростаюча популярність акустофлюїдних лаб-чипів, керованих ПАХ, вимагає фундаментального розуміння фізичних явищ, які виникають у ЗШП, п'єзоелектричній підкладці, стінках мікроканалів, рідинній суміші та твердих частинках у потоці рідини. Однак ефективна генерація ПАХ в акустофлюїдних пристроях Lab-chip може бути можлива лише через проектування та оптимізацію структури ЗШП за допомогою інструменту CAD/CAE.

Щоб підвищити продуктивність і стабільність ЗШП, важливо зменшити втрати сигналу та уникнути небажаних побічних ефектів. Показано, що окрім вибору матеріалу п'єзоелектричної підкладки з високим коефіцієнтом електромеханічного зв'язку, цього можна досягти шляхом оптимізації конструкції та параметрів ЗШП, а також оптимізації розміру та розташування мікрофлюїдного каналу.

### **Перелік використаних джерел**

1. Yuan Gao, Mengren Wu, Yang Lin, Jie Xu, Acoustic Microfluidic Separation Techniques and Bioapplications: A Review, *Micromachines* 2020, 11, 921; doi:10.3390/mi11100921, <https://www.mdpi.com/journal/micromachines>
2. Mazalan M.B., Noor A.M., Wahab Y., Yahud S., Zaman W.S.W.K. Current Development in Interdigital Transducer (IDT) Surface Acoustic Wave Devices for Live Cell In Vitro Studies: A Review. *Micromachines* 2022, 13, 30. <https://doi.org/10.3390/mi13010030>
3. Aleksandrova M., Badarov D. Recent Progress in the Topologies of the Surface Acoustic Wave Sensors and the Corresponding Electronic Processing Circuits. *Sensors* 2022, 22, 4917. <https://doi.org/10.3390/s22134917>
4. Peiran Zhang, Hunter Bachman, Adem Ozelik, Tony Jun Huang. Acoustic Microfluidics, Annual Review of Analytical Chemistry, *Annu. Rev. Anal. Chem.* 2020. 13:17–43, <https://doi.org/10.1146/annurev-anchem-090919-102205>
5. Mandal D., Banerjee S. Surface Acoustic Wave (SAW) Sensors: Physics, Materials, and Applications. *Sensors* 2022, 22, 820. <https://doi.org/10.3390/s22030820>

**Volodymyr Stakhiv<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Computer Aided Design Department, Lviv Polytechnic National University  
St. Bandery str. 12, Lviv, Ukraine, E-mail: volodymyr.my.stakhiv@lpnu.ua, ORCID 0009-0004-9513-1122

## **MODELING AND INVESTIGATION OF INTERDIGITAL TRANSDUCERS FOR ACOUSTOFLUIDIC LAB-CHIP DEVICES**

Received: August 22, 2023 / Revised: September 28, 2023 / Accepted: October 10, 2023

© *Stakhiv V.*, 2023

**Abstract.** The article presents the development and analysis of the models of various IDT designs and for the acoustophoretic control of microparticles in of lab chip microchannels. The novelty of the work consists in the development of mathematical models for new configurations of IDT, suitable for focusing, sorting and concentrating of heterogeneous microparticles. The developed models are implemented in the COMSOL environment, which allows the designer to use them for the calculation of the specified IDT structures for real acoustofluidic lab-chips. It is shown that increasing the performance and stability of the SAW can be achieved by choosing the material of the piezoelectric substrate with a high coefficient of electromechanical coupling, as well as optimizing the structural and technological parameters of both IDT and microchannel. Various variants of constructions of the IDT were considered and their comparative analysis was carried out.

**Keywords:** acoustofluidics, COMSOL, IDT, lab-chip, modeling, sorting.