

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
Кафедра приладів і систем неруйнівного контролю**

«На правах рукопису»
УДК 620.179.16

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри

_____ А.Г. Протасов
«__» _____ 2019 р.

Магістерська дисертація

**на здобуття ступеня магістра
зі спеціальності**

**151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології
на тему: «Дослідження процесу збудження акустичних коливань
перетворювачем ємнісного типу»**

Виконав:

студент II курсу, групи ПК-81мп
Ладиженський Олександр Володимирович _____

Науковий керівник:

Професор, доктор технічних наук
Маєвський Станіслав Михайлович _____

Консультант з розробка стартап-проектів:

Доцент, доктор економічних наук
Бояринова Катерина Олександрівна _____

Рецензент: _____

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних
посилань.
Студент _____

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
приладобудівний факультет
кафедра приладів і систем неруйнівного контролю**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність (освітньо-професійна програма) – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології» («Комп'ютерно-інтегровані технології та системи неруйнівного контролю і діагностики»)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

_____ А.Г. Протасов
« ___ » _____ 2019 р.

**ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту**

Ладиженському Олександрові Володимировичу

1. Тема дисертації «Дослідження процесу збудження акустичних коливань перетворювачем ємнісного типу», науковий керівник дисертації Маєвський Станіслав Михайлович, доктор технічних наук, професор, затверджені наказом по університету від « ___ » _____ 20__ р. № _____
2. Термін подання студентом дисертації _____
3. Об'єкт дослідження: процес збудження ультразвукових коливань ємнісними мікромеханічними ультразвуковими перетворювачами.
4. Вихідні дані: Приблизний діапазон частот ультразвукових коливань: 100 кГц – 10 МГц, середовище розповсюдження коливань – рідина і тверде тіло.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: проаналізувати існуючі публікації результатів досліджень перетворювачів ємнісного типу; виконати розрахунок фокусуємого ємнісного ультразвукового перетворювача та провести експериментальні дослідження, провести аналітичне та фізичне моделювання перетворювача даного типу.
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу : три плакати.

7. Орієнтовний перелік публікацій: одна стаття.

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розробка стартап-проектів	Бояринова К.О., д.е.н., доцент; доцент кафедри менеджменту, факультету менеджменту та маркетингу, КПІ ім. Ігоря Сікорського		

9. Дата видачі завдання: 3 вересня 2019 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Формулювання завдання магістерської дисертації	11.10.2018	Виконано
2	Аналітичний огляд та розрахунки емпіричного перетворювача	20.11.2018	Виконано
3	Проведення аналітичного огляду існуючих способів збудження акустичних коливань	17.03.2019	Виконано
4	Розрахунок та виготовлення експериментального зразку	23.04.2019	Виконано
5	Проведення експериментів	07.06.2019	Виконано
6	Аналіз результатів експериментів, покращення виготовленого перетворювача	20.06.2019	Виконано
7	Моделювання перебігу фізичних процесів в перетворювачі в середовищі COMSOL	05.09.2019	Виконано
8	Розробка стартап-проекту	16.10.2019	Виконано
9	Формулювання висновків	25.11.2019	Виконано

Студент

Ладиженський О. В.

Науковий керівник дисертації

д.т.н., проф. Маєвський С. М.

Реферат

Магістерська дисертація містить 98 сторінок, 42 рисунка, 25 таблиць, 35 джерел за переліком посилань.

Ключові слова: ультразвук, ємнісні ультразвукові перетворювачі, медична діагностика, збудження акустичних коливань.

Робота направлена на вирішення проблеми проектування ультразвукових перетворювачів ємнісного типу для систем медичної діагностики.

На основі аналізу світового досвіду виконана оцінка ефективності малогабаритних високочастотних перетворювачів при їх збудженні відносно низькими напругами. Проведено експериментальні дослідження для підтвердження фізичних процесів збудження коливань.

Актуальність

П'єзоелектричні перетворювачі довгий час були домінуючою технологією в ультразвукових перетворювачах, але нещодавно з'явилися ємнісні мікромеханічні ультразвукові перетворювачі, що надають значні переваги, такі як широка смуга пропускання, легкість виготовлення великих масивів елементів та потенціал для інтеграції з існуючими електронними схемами. ЄМУП - це простий пристрій з двома пластинчасто-подібними електродами, зміщеними постійною напругою та збудженням додатковим змінним сигналом для гармонійного коливання однієї з пластин.

ЄМУП забезпечують ряд переваг перед п'єзоелектричними перетворювачами: вони можуть бути виготовлені партіями з технологіями мікрообробки, що забезпечують жорсткі специфікації параметрів, чого важко досягнути у випадку із п'єзоелектриками, їх легше виготовити, ніж п'єзоелектричні перетворювачі. Технології серійного виробництва також дозволяють виготовляти матриці перетворювачів з різними робочими частотами на одній пластині та перетворювачі складної форми.

Мета дослідження – покращення коефіцієнта електромеханічного зв'язку і механічних характеристик ємнісних перетворювачів шляхом підвищення напруги збудження коливань і аналіз отриманих результатів.

Завдання дослідження:

1. Аналіз стану сучасних технологій збудження механічних коливань і фізичної суті процесу збудження коливань з використанням ємнісних ультразвукових перетворювачів.

2. Розробити конструкцію перетворювача і реалізувати її у вигляді прототипу.

3. Експериментально дослідити фізичний процес коливання, визначити оптимальні амплітуди збуджуючої напруги.

4. Розробити електричну схему для збудження коливань.

5. Дослідити можливі варіанти підвищення ефективності збудження коливань.

Об'єкт дослідження – процес збудження ультразвукових коливань ємнісними мікромеханічними ультразвуковими перетворювачами.

Предмет дослідження – метод збудження ультразвуку ємнісними перетворювачами і технічна реалізація цього процесу.

Abstract

The master's thesis contains 98 pages, 42 figures, 25 tables, 35 references.

Keywords: ultrasound, capacitive ultrasonic transducers, medical diagnostics, excitation of acoustic vibrations.

The work is aimed at solving the problem of designing capacitive-type ultrasonic transducers for medical diagnostics systems.

Based on the analysis of world experience, the efficiency of small-size high-frequency converters for their excitation by relatively low voltages has been evaluated. Experimental studies have been conducted to confirm the physical processes of oscillation excitation.

Piezoelectric transducers have long been the dominant technology in ultrasonic transducers, but capacitive micromechanical ultrasonic transducers have recently emerged that offer significant advantages such as wide bandwidth, ease of fabrication of large array elements and potential for integration and interoperability. EMUP is a simple device with two plate-like electrodes, offset by constant voltage and excitation by an additional variable signal for the harmonic oscillation of one of the plates.

EMUs offer a number of advantages over piezoelectric converters: they can be manufactured in batches with micro-processing technologies that provide rigid parameter specifications, which are difficult to achieve in the case of piezoelectrics and are easier to manufacture than piezoelectric converters. The batch production technologies also allow the manufacture of arrays of converters with different operating frequencies on the same plate and converters of complex shape.

The purpose of the study is to improve the electromechanical coupling coefficient and the mechanical characteristics of the capacitive converters by increasing the excitation voltage and analyzing the results obtained.

Objectives of the study:

1. Analysis of the state of the art of technologies of excitation of mechanical vibrations and physical essence of the process of excitation of oscillations with the use of capacitive ultrasonic transducers.

2. Develop the design of the converter and implement it in the form of a prototype.

3. Experimentally investigate the physical process of oscillation, determine the optimal amplitudes of the exciting voltage.

4. Develop a circuit for excitation of oscillations.

5. Investigate possible ways to increase the efficiency of oscillation excitation.

The object of study is the process of excitation of ultrasonic vibrations by capacitive micromechanical ultrasonic transducers.

The subject of the study is the method of ultrasound excitation by capacitive transducers and the technical implementation of this process.

ЗМІСТ

1. ВСТУП	11
1.1. Огляд поширених типів ультразвукових перетворювачів	12
1.2. Передумови для створення ЄМУП	18
1.3. Конструкція і принцип роботи ЄМУП	19
1.4. Переваги ЄМУП над п'єзоелектричними матеріалами	25
1.5. Висновки	26
2. МОДЕЛЮВАННЯ ЄМУП	27
2.1. Аналітична модель ЄМУП	27
2.1.1. Розрахунок напруги втягування	30
2.1.2. Розрахунок резонансної частоти	35
2.1.3. Коефіцієнт ослаблення пружини	40
2.1.4. Коефіцієнт електромеханічного перетворення	43
2.2. Електромеханічна еквівалентна схема ЄМУП	45
2.3. Висновки	48
3. СИМУЛЯЦІЯ ЄМУП	49
3.1. Симуляція ЄМУП методом скінченних елементів	49
3.1.1. Налаштування моделі ЄМУП	50
3.1.2. Аналіз резонансних частот і частотна характеристика	54
3.1.3. Параметричний аналіз	56
4. ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ЄМУП	64
4.1. Огляд технологій виробництва ЄМУП	64
4.1.1. Поверхнева мікрообробка	64
4.1.2. Об'ємна мікрообробка	68
5. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА	74
6. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ «ПОРТАТИВНИЙ ПРИЛАД ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ТОМОГРАФІЇ»	77
6.1. Опис ідеї проекту	77
6.2. Технологічний аудит ідеї проекту	78
6.4. Розроблення ринкової стратегії продукту	87
6.5. Розроблення маркетингової програми стартап проекту	89
6.6. Висновки	91

ВИСНОВКИ.....	93
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	95

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- МЕМС – мікро електромеханічна система;
- ЄМУП – ємнісний мікромеханічний ультразвуковий перетворювач;
- ЦТС – цирконат титанат свинцю;
- ФАР – фазована антенна решітка;
- НК – неруйнівний контроль;
- АЦП – аналогово-цифровий перетворювач;
- УЗД – ультразвукова діагностика;
- МСЕ – метод скінченних елементів;
- CMOS - complementary metal-oxide-semiconductor;
- PolyMUMPs – Polysilicone Multi-user Manufacturing Process.

1. ВСТУП

Задовго до того, як були винайдені технології створення і виготовлення мікромеханічних систем і приладів, їх потенціал був очевидний. Коли в 1959 році в Каліфорнійському технологічному інституті прозвучала відома лекція Річарда Фейнмана, "На дні є багато місця", ніхто не вірив, що одного разу ми зможемо жити серед цих маленьких приладів, не помічаючи їх. Мікроелектромеханічні системи (MEMS) впливають на наше життя і змінюють наші поняття про технології. Від мікрогіроскопів у смартфонах до ультразвукових перетворювачів в ультразвукових приладах структури MEMS відіграють важливу роль. Нещодавно від дослідницької спільноти MEMS з'явилася відносно нова технологія перетворювачів під назвою Ємнісні мікромеханічні ультразвукові перетворювачі (ЄМУП). ЄМУП вважається перспективним заміником п'єзоелектричних матеріалів у діагностичних медичних ультразвукових апаратах.

1.1. Огляд поширених типів ультразвукових перетворювачів

Ультразвук визначається як звукові хвилі, механічні коливання, що мають частоту вище 20 кГц. Ультразвуковий перетворювач - це пристрій, який генерує ультразвук шляхом перетворення електричної енергії в механічну, а також може приймати ультразвук шляхом перетворення акустичної енергії в електричну енергію. Історію сучасного ультразвуку можна простежити до відкриття п'єзоелектричного ефекту у 1880 р. французькими фізиками Жаком і П'єром Кюрі [1]. Спочатку, протягом 40-х років 20-го століття, ультразвукові перетворювачі були представлені п'єзоелектричною керамікою. Пізніше в 1960-х роках були винайдені п'єзоелектричні матеріали, включаючи полівініліденфторид (ПВДФ), п'єзо-композити в 1980-х та п'єзоелектричні монокристали в 1990-х роках.

З кінця 60-х років експоненціальне зростання мікроелектронної галузі значною мірою прискорило застосування ультразвукових приладів у різних областях, таких як ультразвукова медична візуалізація, неруйнівний контроль (НК), акустична мікроскопія, вимірювання швидкості потоку, та прилади об'ємної акустичної хвилі. Сфера застосування ультразвуку все ще постійно розширюється. Останнім часом широко досліджуються та впроваджуються у комерційне виробництво ультразвукові датчики відбитків пальців, бездротова передача живлення ультразвуком тощо.

1.1.1. П'єзоелектричні перетворювачі

Більшість сучасних комерційно доступних ультразвукових технологій засновані на перетворювачах, які виявляють п'єзоелектричний ефект для генерування звукових хвиль та детектування вхідних сигналів. Коли кристалічний матеріал зазнає механічного напруження, прикладеного до нього в результаті виникає електричний заряд на його поверхні. І навпаки, у 1881 р. Габріель Ліппман виявив протилежний ефект - якщо подати електричну напругу, кристал вібрував і виробляв ультразвук.

В сучасних ультразвукових датчиках активний елемент, керамічний титанат цирконату свинцю (ЦТС), розташований між демпфуючим матеріалом та захисним шаром. На рисунку 2 зображено схему цієї концепції. П'єзоелектрична кераміка має резонансну частоту, на якій вона найбільш ефективна для перетворення електричної енергії в акустичну і навпаки. Резонансна частота визначається товщиною елемента. Більш тонкі елементи мають більш високу резонансну частоту, тоді як більш товсті елементи мають нижчі частоти.

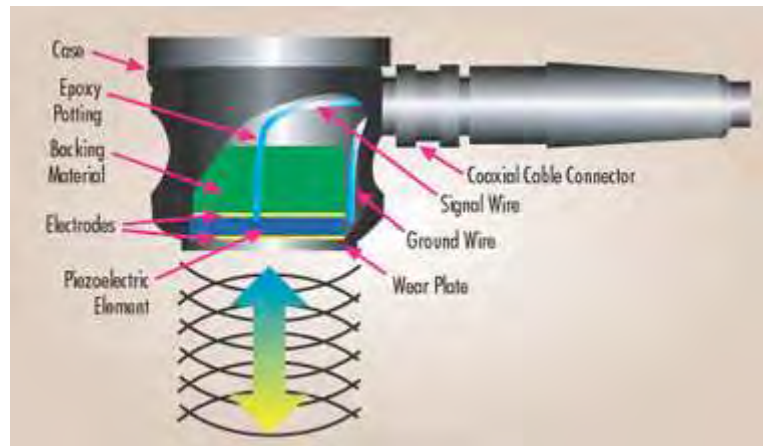


Рисунок 2. Типова конструкція п'єзо перетворювача.

Матеріал демпфера на перетворювачеві служить для зменшення "вібрації" керамічного елемента ЦТС – зменшення його добротності. Коли елемент спочатку збуджується коротким імпульсом електричної енергії, він перетворює електричну енергію в акустичну у вигляді динамічної деформації кераміки або кристала. Цей рух поверхні елемента посиляє імпульс звуку у повітряне середовище. Після початкового збудження імпульсу елемент продовжує коливатись. У конструкції перетворювачів найвигідніше мати перетворювач, який надсилає якомога коротший імпульс ультразвуку [22]. Отже, для цього і використовують демпфери на ультразвуковому перетворювачеві.

Захисний шар перед п'єзоелектричним елементом погіршує акустичний контакт датчика із середовищем. Під час медичної ультразвукової діагностики на тіло пацієнта наносять спеціальний гель. Цей узгоджуючий шар покращує акустичний контакт між активним елементом та об'єктом контролю (ОК) [22].

Після того, як ультразвукова хвиля досягає несучільності і видає відлуння, луна-сигнали детектуються ультразвуковим перетворювачем і відображаються

на моніторі. Для 2D-ультразвукового зображення відтінок сірого кольору певної точки відповідає інтенсивності вхідної хвилі. Наприклад, кістка відбиває більшу частину ультразвукового імпульсу назад до перетворювача, і, таким чином, показується дуже яскравим білим кольором на екрані.

Варто зазначити, що тривалість імпульсу в ультразвуковому перетворювачі на основі п'єзоелектрика також пов'язана з пропускнуою здатністю. Перетворювач, що має більш тривалий імпульс, буде мати дуже вузький спектр вихідного сигналу, що може негативно вплинути на його чутливість. Так само імпульс із меншою тривалістю демонструє ширший спектру сигналу.

Нарешті, ще одним достоїнством роботи п'єзоелектричного перетворювача є здатність ЦТС передавати амплітуду тиску з його поверхні, що є ще одним способом оцінки інтенсивності звукової хвилі. Крім частоти, що міститься в звуковій хвилі, дуже важлива величина амплітуди вихідного тиску, оскільки вона, відбиваючись від цілі на певній глибині, безпосередньо визначатиме колір несущільності на моніторі [17]. Це пов'язано з тим, що буде більше тиску для того, щоб віддзеркалитись від несущільності або проникнути через неї, щоб проникнути глибше в тому ж осьовому напрямку. Перетворювач в режимі прийому виконує функцію датчика, а більш високий вихідний тиск дає можливість більшій звуковій хвилі віддзеркалюватися від ОК. Таким чином, досягається краща чутливість для розрізнення областей 2D-ультразвукового зображення з іншим відтінком (рисунок 3).

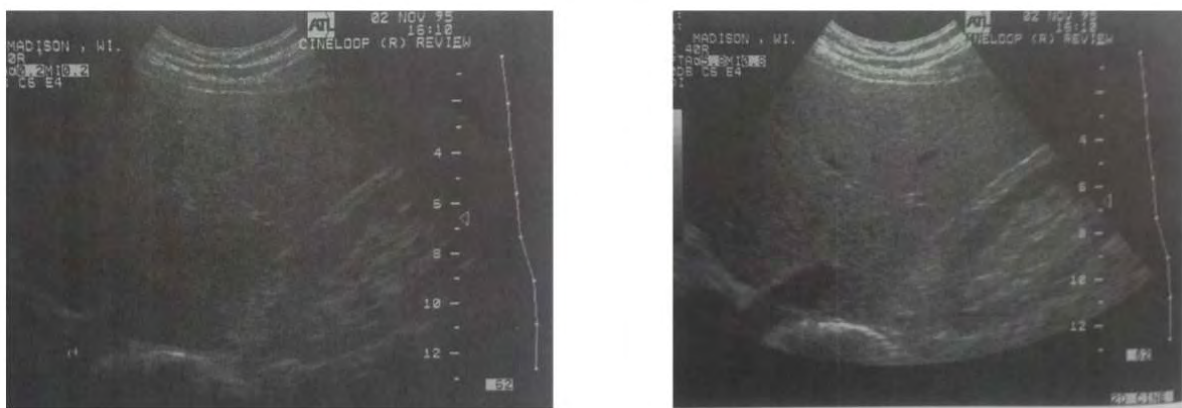


Рисунок 3. Зображення ОК при низькій амплітуді сигналу (зліва), і при високій амплітуді (справа).

1.1.2. Недоліки п'єзоелектричних перетворювачів

Одним з головних недоліків ультразвукового перетворювача на основі ЦТС є невідповідність акустичного імпедансу між елементом та середовищем [14], оскільки імпеданс майже в 20 разів більший, ніж у м'яких тканин чи повітря. Отже, якщо відповідний шар або гель не використовувались для полегшення акустичного поширення між перетворювачем та ОК, велика частка потужності ультразвукової хвилі віддзеркалюватиметься в місці контакту середовищ ОК і ЦТС [17]. Буде менше тиску, що передається в ОК. Це призводить до меншого звукового тиску для відбиття ультразвуку від несучільностей і, в кінцевому рахунку, меншої чутливості (рисунок 4).

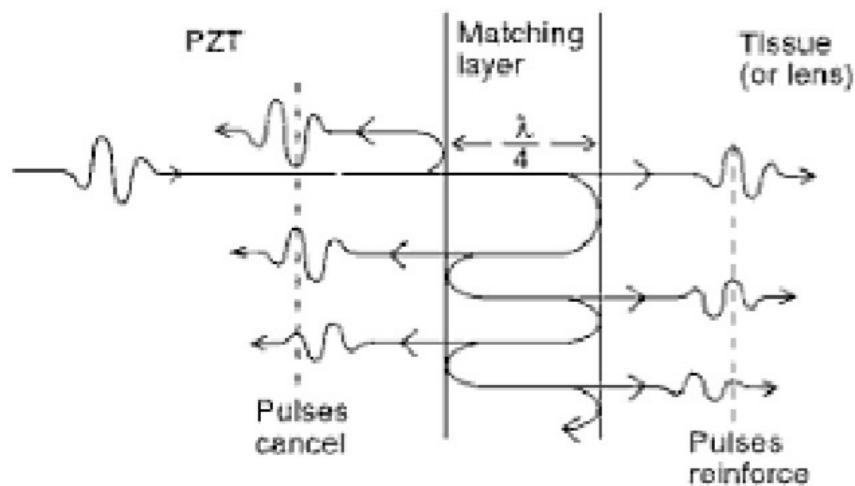


Рисунок 4. Перевіддзеркалення акустичних хвиль в узгоджувачому шарі між ОК і перетворювачем.

Таким чином, узгоджувачий шар або гель зазвичай використовується при проведенні ультразвукового контролю з перетворювачами на ЦТС. Основним недоліком у використанні узгоджувачого шару є те, що діапазон корисних частот, в яких відбувається стовідсоткове ефективне перетворення між електричним входом і вихідним тиском, надзвичайно звужується до однієї основної частоти [25]. Для того щоб узгоджувачий шар досягнув акустичної відповідності, а також стовідсоткового ККД на певній частоті, він повинен мати товщину, рівну чверті товщини довжини хвилі.

Ще одна основна проблема - виготовлення з використанням елементів ЦТС стає дорогим та трудомістким. Це тому, що елемент слід механічно нарізати. Виробляти перетворювачі з елементами, що перевищують 200 мкм, стає важко, тому роздільна здатність перетворювача обмежується нижньою частиною діапазону ультразвукової медичної візуалізації (рисунок 5).

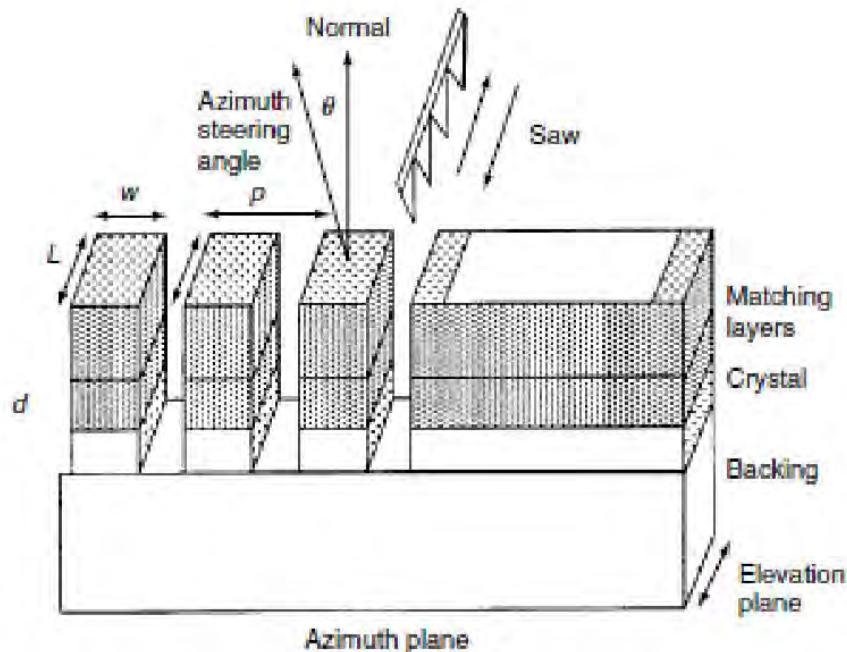


Рисунок 5. Механічне розділення/розрізання кристалу ЦТС на багато елементів для ФАР.

Обмеження розміру є великим обмеженням у виробництві елементів з ЦТС в 2D-масиви, які необхідні для 3D / 4D-зображень. Хоча звичайні 1D масиви перетворювачів можуть створювати тривимірні зображення шляхом їх обертання та реконструкції за допомогою післяобробки, живого зображення або зображення, що вимагає лише однієї позиції для отримання тривимірного зображення, отримати неможливо. На рисунку 6 нижче показана різниця між лінійним скануванням з 1D-масивом порівняно з повним 3D-зображенням з 2D-масивом.

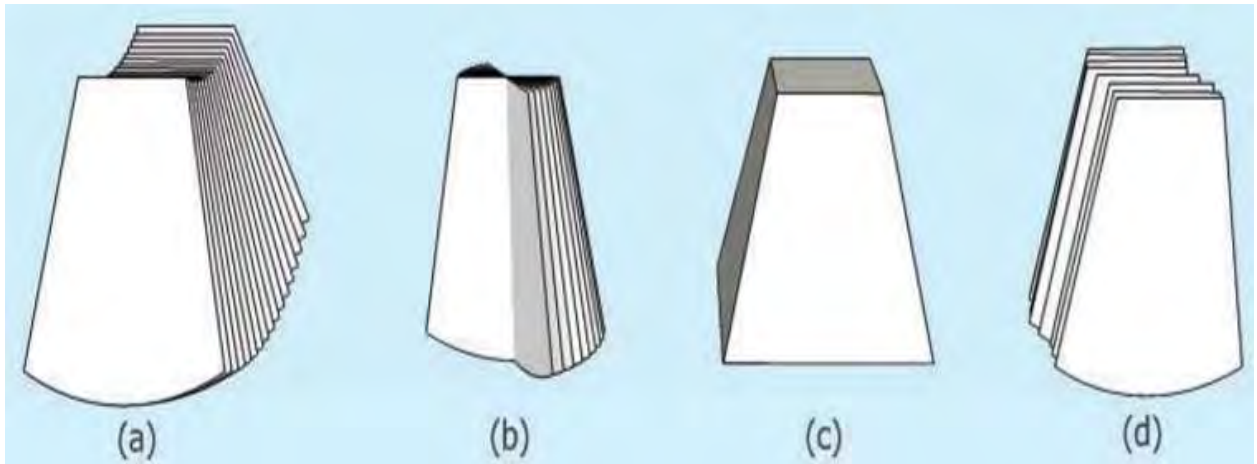


Рисунок 6. (a) – обертання перетворювача навколо осі, (b) – перетворювач, що має осьову симетрію, (c) – 2D масив, (d) – лінійне сканування одним елементом.

Ультразвукові системи медичної візуалізації стають все більш портативними, менш дорогими та надійнішими. Ці досягнення здійснюються у вигляді вдосконалення технологій; більш швидкі та енергоефективні мікропроцесори, портативні екрани та інші супутні технології. Однак технологія ЦСТ кристалів не значно покращилась. Типовий ультразвуковий перетворювач містить 128 елементів, і кожен елемент має електричне з'єднання для вимірювання аналогової реакції кожного елемента на вхідну хвилю. Комерційно доступні перетворювачі зазвичай не мають АЦП, тому всі 128 елементів повинні бути індивідуально підключені до ультразвукової системи. Це робить підключення конектора від перетворювача до дефектоскопу надзвичайно габаритним, як показано на рисунку 7. Завдяки ручному виробництву перетворювачів з ЦТС вартість багатьох ультразвукових датчиків може коливатися від 500 до 3000 доларів США.



Рисунок 7. Звичайний конектор для підключення масиву перетворювачів (ФАР) до дефектоскопу.

Тенденції медичної ультразвукової діагностики спрямовані на менші та більш портативні пристрої. Компанія General Electric нещодавно розробила Vscan – прилад, який представляє собою систему ультразвукового контролю зі смартфона або планшета. Він працює в діапазоні 2-4 МГц, чого цілком достатньо для задач медичної діагностики. Перетворювач безпосередньо підключається до системи. Якість зображення не можна порівняти з традиційними стаціонарними системами, а час роботи від батареї складає лише 1 годину при 1 годині заряду.

1.2. Передумови для створення ЄМУП

Було виявлено, що конденсатори є підходящою альтернативою п'єзоелектричним матеріалам в акустичних застосуваннях. В основному вони використовуються для виявлення акустичних хвиль в аудіо приладах, таких як мікрофони. Однак, для того, щоб мати можливість конкурувати з п'єзоелектричними матеріалами, через пластини конденсаторів потрібно було створити сильне електричне поле, щоб змусити їх працювати зі схожими до п'єзоматеріалів характеристиками[2]. Для того, щоб мати змогу генерувати високу напругу електричного поля в конденсаторах без їх руйнування (пробою), потрібно досягти невеликих відстаней між їх пластинами. Нещодавно, коли

технології мікрівиробництва значно розвинулись в області МЕМС, вони дали змогу дослідникам досягти невеликих відстаней між електродами, що дозволяє конденсаторним перетворювачам ставати гідними конкурентами для п'єзоелектричних перетворювачів. Перше покоління мікромеханічних електростатичних перетворювачів - або ємнісних перетворювачів - було виготовлено у 1980-х роках [5], [6]. Ці електростатичні перетворювачі не були належним чином описані і досліджені, і їх продуктивність була не настільки високою, як у їх п'єзоелектричних аналогів. По мірі того, як у спільноті МЕМС з'явилися більш досконалі технології виготовлення, були виготовлені та досліджені вдосконалені версії ємнісних мікромеханічних ультразвукових перетворювачів із субмікронними проміжками [7]. З часу впровадження технологій мікрообробки матеріалів і мікрівиробництв, було проведено широке дослідження ЄМУП, і ця технологія продовжує вдосконалюватися [8-11].

Хоча ЄМУП можна використовувати у багатьох галузях акустичного НК, його застосування для медичної ультразвукової томографії є основним. ЄМУП – є перспективним пристроєм МЕМС, який надихнув дослідників та вчених досліджувати об'ємні ультразвукові зображення в режимі реального часу, а також підвищувати роздільну здатність цього способу візуалізації. Запорукою цього рішення є розробка та виготовлення 2-D масивів ЄМУП. Ці 2D масиви також можуть бути інтегровані з електронікою, використовуючи перехідну пластину для управління перетворювачами. Деякі з цих цілей були досягнуті [12], [13], а деякі вдосконалення та оптимізація ще належить виконати і дослідити.

1.3. Конструкція і принцип роботи ЄМУП

Основний функціональний елемент масиву ЄМУП - це конденсаторний елемент, що складається з рухомої пластини, закріпленої над вакуумним або повітряним зазором. Між двома електродами нанесений шар ізоляції, щоб запобігти замикання двох електродів у разі контакту під час роботи. Ізоляційний шар може бути виконаний або під верхнім електродом, або на нижньому

електроді. Основне правило для проектування ЄМУП полягає в максимізації напруженості електричного поля в порожнині за допомогою постійної напруги зміщення, щоб ЄМУП міг працювати з достатньою ефективністю. Тому бажано мати верхній електрод в нижній частині мембрани (рисунок 8).

Підкладка для виготовлення ЄМУП може бути електропровідною, наприклад високолегований кремній, або діелектричною, такою як скло. Пластина ЄМУП може бути реалізована або з використанням електропровідного матеріалу, такого як провідний кремній, або діелектричного матеріалу.

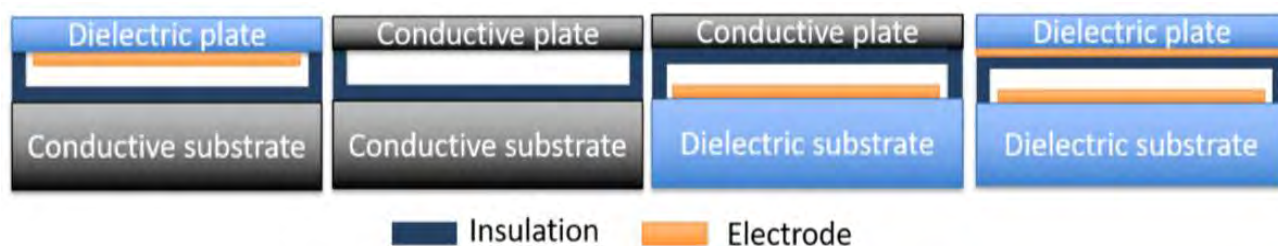


Рисунок 8. Основні реалізації ЄМУП перетворювачів.

Один елемент ЄМУП складається з безлічі окремих конденсаторів, з'єднаних паралельно, і кілька елементів утворюють масив. Масиви різних геометричних форм можуть бути виготовлені на одній пластині одночасно (рисунок 9).

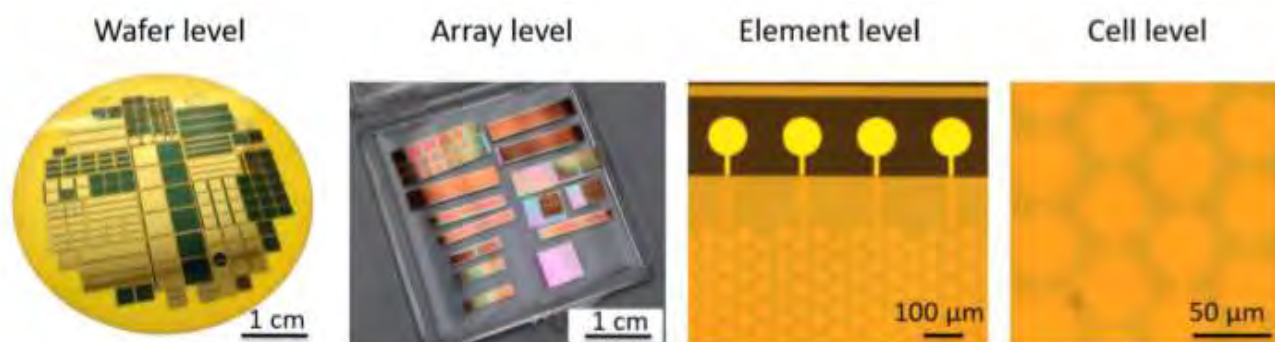


Рисунок 9. Різні геометричні форми перетворювачів на одній пластині. В масштабах пластини, масиву, елементному та рівні окремих конденсаторів.

Під час роботи ЄМУП на елемент подається постійна напруга, а рухомі верхні пластини притягуються до нижніх електродів завдяки електростатичній силі, якій протидіє механічна сила через жорсткість пластини. Пластина досягає

стабільного стану, коли дві сили врівноважуються. Керування пластиною зі змінною напругою модулює електростатичну силу і, отже, генерує ультразвук (рисунок 10).

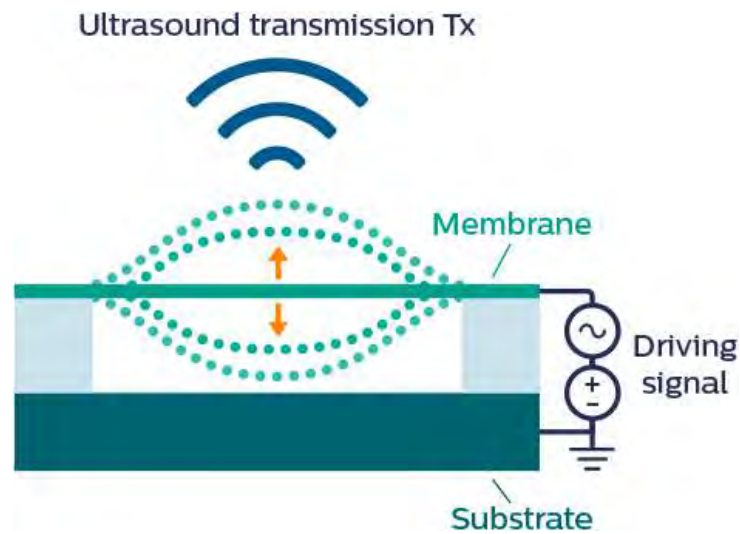


Рисунок 10. Випромінювання ультразвуку за допомогою ЄМУП.

В режимі прийому коливань, якщо зміщена пластина зазнає впливу тиску ультразвуку, вона змінить своє положення відносно закріпленого електроду, і накопичений електричний заряд на електродах зміниться через зміну ємності при постійній напрузі зміщення (рисунок 11).

$$\frac{dQ}{dt} = V_{ac} \frac{dC}{dt} \quad (1)$$

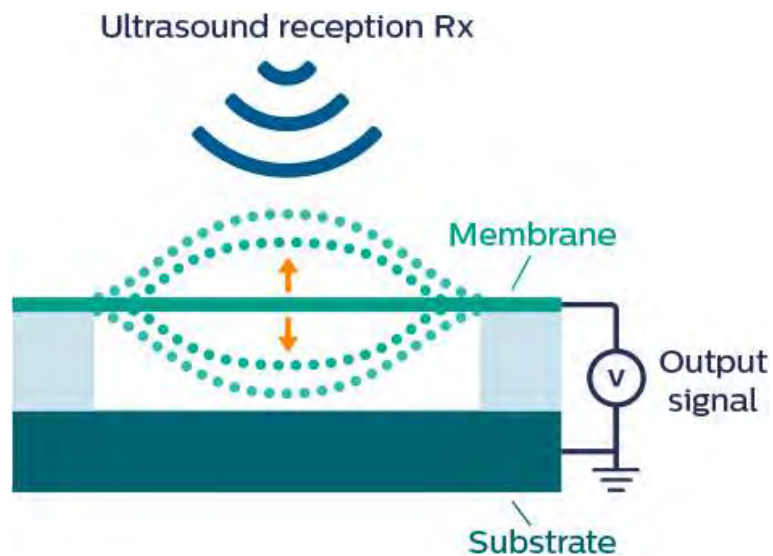


Рисунок 11. Прийом ультразвуку за допомогою ЄМУП

Тому виробляється струм з амплітудою, яка є функцією напруги зміщення V_{dc} , частотою прийнятої хвилі ω_0 , ємність в стані спокою C_0 , і зміщення пластини $\frac{\Delta x}{x_0}$, що можна виразити як:

$$I_{dc} = V_{dc} * \omega_0 * C_0 * \frac{\Delta x}{x_0} \quad (2)$$

На рисунку 12 нижче показана модель ЄМУП. Якщо одна пластинка утримується нерухомо, а на іншу подається напруга зміщення, вільна пластинка зміститься за рахунок електростатичної сили. Ця проста концепція знайшла застосування у багатьох сферах, зокрема: динаміки/мікрофони [27], датчики тиску [28], пускачі тиску [29], радіовимірювачі МЕМС [30] та мікронасоси для рідин[31].

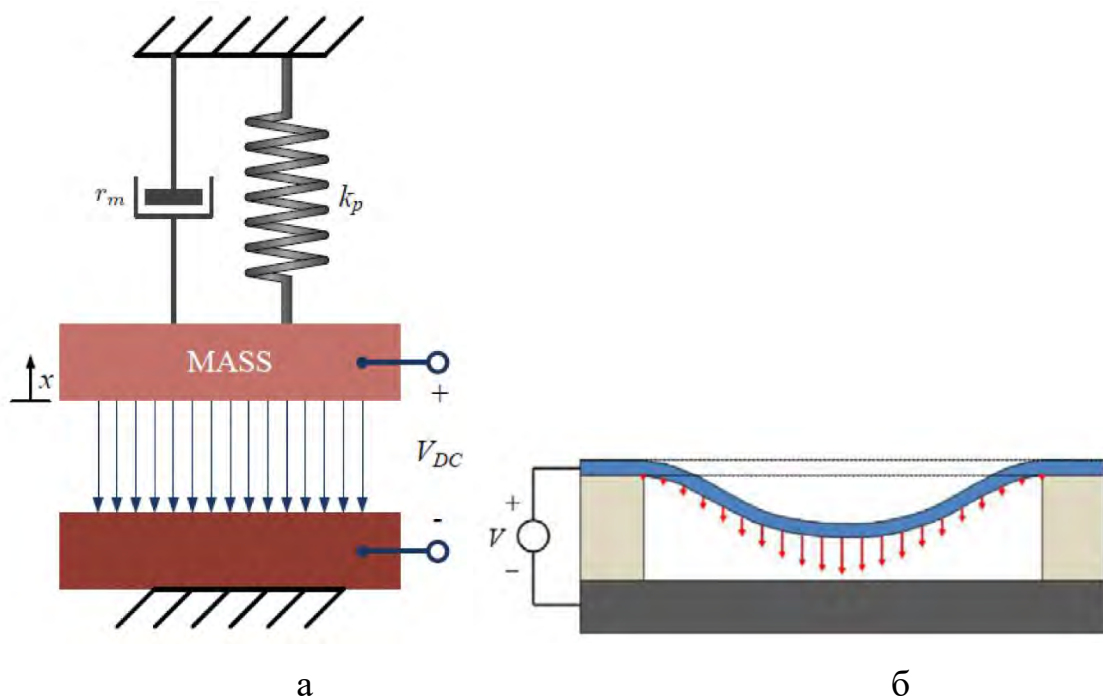


Рисунок 12. Фізична модель ЄМУП (а), та прикладання до пластин ЄМУП напруги зміщення.

Спосіб роботи паралельної пластини безпосередньо пов'язаний з режимом прийому ЄМУП, де вхідна ультразвукова хвиля створює зміщення статично зміщеної мембрани, створюючи таким чином зміну ємності. Ємність для електродів паралельних пластин визначається як:

$$C = \frac{\varepsilon * \varepsilon_0 * A}{d} \quad (3)$$

де ε – діелектрична проникність матеріалу між електродами, ε_0 – проникність вакууму, A – площа електродів, d – відстань між ними [33]. Таким чином, менша відстань і більша площа створюватимуть більшу ємність і більшу зміну ємності за рахунок прогину електродів.

Напруга зміщення для паралельних пластин може залежати від застосування. У випадку ЄМУП для ультразвукового НК зазвичай цього явища уникають. Для ідеального паралельного конденсатора відстань притягування рухомої пластини становить 1/3 від загальної висоти зазору [32].

Змінна напруга, що подається на верхню пластину, призведе до її вібрації, створюючи звукові хвилі в навколишнє середовище. Це режим передачі (Tx), де зміщення об'єму мембрани викликає виникнення тиску і механічних коливань в ультразвуковому діапазоні. [35]

Незважаючи на те, що паралельні пластинчасті конденсатори існували у вигляді динаміків та приймачів для аудіо приладів протягом аналогічної кількості часу, як і п'єзоелектрики, п'єзоелектричні матеріали застосовувались у перетворювачах для ультразвукового НК. Причиною цього є те, що кераміка ЦТС традиційно забезпечувала більший коефіцієнт електромеханічного перетворення[37]. Щоб подолати цю проблему, паралельним пластинчастим конденсаторам історично були потрібні дуже невеликі висоти зазору для генерування дуже високих електричних полів, необхідних для спрацювання та зондування ультразвуком, інакше робота цих пристроїв була б у діапазоні мільйонів вольт на сантиметр [38]. З появою мікроелектромеханічних систем (МЕМС) стала можлива реалізація зазорів мікронних та субмікронних розмірів, тим самим дозволяючи ЄМУП конкурувати з п'єзоелектричною керамікою.

Основною перевагою, яку надає ЄМУП при ультразвуковій томографії, є відповідність акустичного імпедансу між вібраційною мембраною та ОК. Характеристичний імпеданс п'єзоелектричної кераміки - 33 МРеля, що значно перевищує цей показник у тканини тіла - 1,6 МРеля і, таким чином виникає

акустична невідповідність [18]. $1 \text{ Релей} = 1 \frac{\text{кг}}{\text{с м}^2}$. Результат цієї акустичної невідповідності перетворюється на дуже низьку ефективність зв'язку між мембраною та повітрям, що призводить до низького виходу тиску. Перевага відповідності акустичного імпедансу, передбаченого ЄМУП, - це широка смуга пропускання [48], а отже, покращена осьова роздільна здатність зображення, ніж в пристроях на основі ЦТС. На рисунку 13 наведено зображення щитовидної залози [9] і демонструється порівняння між зображенням на основі ЦТС (зліва) та ЄМУП (праворуч). Очевидно, що зображення ЦТС має більш чіткі краї та особливості, однак завдяки меншій пропускній здатності та осевій роздільній здатності воно має менший діапазон для динамічного затінення сірого градієнту. ЄМУП має більш високе динамічне забарвлення сірого кольору; однак ефективність генерації коливань (вихідного тиску) ЄМУП менша порівняно з ЦТС, оскільки зображення ЄМУП дуже нечітке і недостатньо чітко визначене.

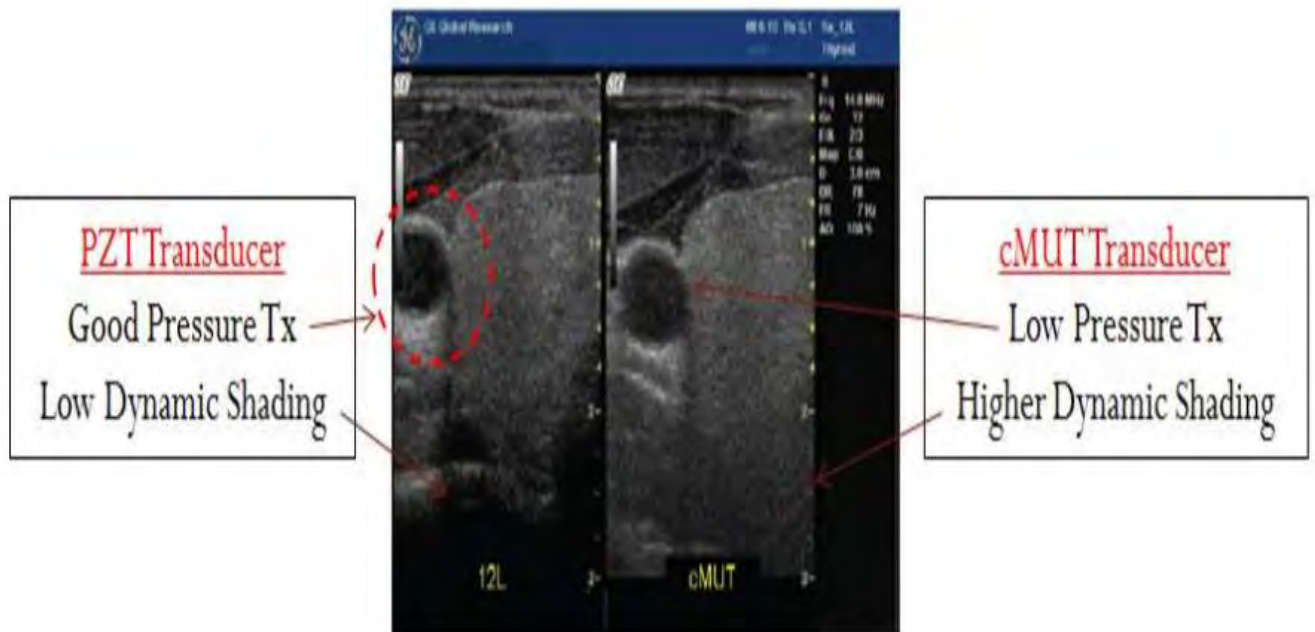


Рисунок 13. УЗД щитовидної залози за допомогою перетворювача ЦТС (зліва) та перетворювача ЄМУП (зправа) [9]

1.4. Переваги ЄМУП над п'єзоелектричними матеріалами

Хоча п'єзоелектричні перетворювачі використовуються протягом багатьох років, ЄМУП пропонує багато переваг, які роблять їх життєздатною заміною п'єзоелектричним перетворювачам. Використання п'єзоелектричних перетворювачів, особливо в медичних програмах, є дещо складним через проблему невідповідності імпедансу. Наприклад, характеристичний імпеданс п'єзоелектричної кераміки становить ~ 33 МРелея, що значно більше, ніж у тканин, таких як кров і жир ($\sim 1,6$ МРелея). Однією з головних переваг ЄМУП, що робить його хорошою альтернативою п'єзоелектричному перетворювачу, є низький імпеданс його тонкої мембрани. Маючи низький імпеданс у ЄМУП, виключається необхідність використання узгоджувачів шарів [14].

Ще однією суттєвою перевагою технології ЄМУП є її більш широка смуга пропускання та чутливість, ніж п'єзоелектричні перетворювачі, що дозволяє ЄМУП генерувати ультразвукові зображення з більшою роздільною здатністю [15]. Збільшена пропусканна здатність у ЄМУП не тільки збільшує роздільну здатність, але й надає можливість проектувати нові інструменти аналізу модальності зображення [16]. Тканинна гармонічна ультразвукова візуалізація є важливим напрямком досліджень у медичній візуалізації, де згенерована ультразвукова хвиля передається з основною частотою, а зображення формується з другої гармоніки отриманого сигналу [17], [18]. Іншою важливою особливістю ЄМУП є його здатність генерувати високочастотні ультразвукові хвилі. Високочастотні застосування, такі як внутрішньосудинна ультразвукова візуалізація, можуть використовувати цю перевагу ЄМУП у своїх компактних перетворювачах. Високочастотні елементи ЄМУП виготовлені для діапазону 60 МГц успішно тестуються [19-21].

ЄМУП може бути виготовлений за технологіями аналогічними тим, які використовуються для виготовлення інтегральних мікросхем (ІС). Ця перевага надає можливість виготовлення ЄМУП з шаром CMOS на одній мікросхемі, і може усунути, наприклад, необхідність проведення проводів між

ультразвуковим перетворювачем та рештою ультразвукової системи в ультразвукових апаратах. Для виготовлення великих 2D перетворювачів потрібна значна кількість проводки, що є одним із обмежень у досягненні високої роздільної здатності в режимі реального часу в 3D ультразвукових дослідженнях [22]. Вдосконалені технології виготовлення МЕМС дозволяють виготовляти ЄМУП в набагато менших масштабах, ніж п'єзоелектричні перетворювачі, і, отже, досягати менших розмірів пристроїв. До інших переваг ЄМУП можна віднести простоту виготовлення та експлуатацію в більш широкому діапазоні температур [23].

1.5. Висновки

Підсумовуючи, можна сказати, що ЄМУП є дуже перспективною технологією, яка, тим не менш, наразі не здатна замінити класичні методи збудження і прийому ультразвукових коливань. Показано, що спектр застосувань таких перетворювачів не обмежується лише неруйнівним контролем чи медичною діагностикою – такі перетворювачі можуть використовуватись в дактилоскопії, побудові ультразвукових томограм та ін. Описані в цьому розділі особливості, переваги та недоліки ЄМУП показують, що дослідження цього типу перетворювачів є дуже актуальним, і робота над усуненням недоліків відкриє нові сфери для їх застосувань.

2. МОДЕЛЮВАННЯ ЄМУП

Перш ніж розпочинати виробництво, потрібно змоделювати ЄМУП та отримати важливі параметри, такі як геометричні розміри. У цьому розділі представлено аналітичне моделювання ЄМУП для з'ясування важливих параметрів за допомогою програмного забезпечення MATLAB. Всі розрахунки проводилися з огляду на те, що пристрій буде сумісний з процесом PolyMUMPs, точною та добре налагодженою технологією виготовлення.

2.1. Аналітична модель ЄМУП

Щоб мати змогу охарактеризувати поведінку ЄМУП, важливо промоделювати пристрій аналітично. Аналітичне моделювання надає розуміння роботи цього пристрою MEMS. Через складність аналітичного моделювання ЄМУП, представлені моделі зі певними допущеннями. Для висвітлення найважливіших аспектів поведінки ЄМУП передбачалося кілька наближень для спрощення моделі до аналізу першого порядку. Крім того, скін ефект електричного поля на мембрані ігнорується, і всі контакти та провідники вважаються ідеальними. Також передбачається, що переміщення мембрани лінійне, і ЄМУП працює у вакуумі без навантаження на мембрану. Робота ЄМУП у вакуумі означає, що на мембрану немає навантаження і акустичне демпфування не враховується повністю. Більш досконале представлення моделі показано у розділі 3. Мембрана розроблена таким чином, щоб вона була круговою через те, що напруженість навколо її краю йменша порівняно з усіма іншими формами мембрани [25].

Варто зауважити, що протягом усіх аналізів надалі, верхня пластина виступає як мембрана, так і як верхній електрод, а основа виступає як нижній електрод. Лабадаум та ін. [26] представив ранню версію аналітичної моделі ЄМУП. Вони провели аналіз на електромеханічне моделювання, яке складається з маси, лінійної пружини та паралельно пластинчатого конденсатора. Така система показана на рисунку 14.

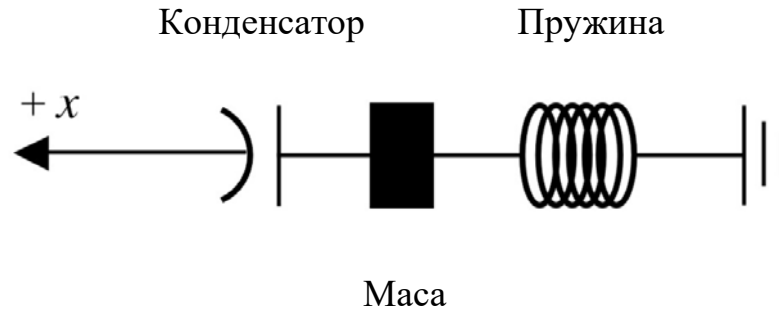


Рисунок 14. Електромеханічна модель ЄМУП в першому наближенні.

У цій моделі конденсатор являє собою ємність ЄМУП, маса позначає масу мембрани, а механічна пружина моделює пружність мембрани. Термін демпфування в повній моделі походить від передачі енергії з електричної області в акустичну область. Більш конкретно, основна система демпфування являє собою акустичний опір середовища, в яке має передаватися ультразвук.

Сила пружини та конденсатора призводять до того, що маса приводиться в рух.

$$F_{\text{конденсатора}} + F_{\text{пружини}} = F_{\text{Маса}} \quad (4)$$

$F_{\text{конденсатора}}$ – це утворена електростатична сила при подачі напруги на електроди. Електростатичну силу, яка діє на електроди плоского конденсатора можна знайти, диференціюючи потенційну енергію конденсатора по відношенню до положення маси.

$$F_{\text{конденсатора}} = \frac{-d}{dx} \left(\frac{1}{2} CV^2 \right) = -\frac{1}{2} V^2 \left[\frac{d}{dx} \left(\frac{\epsilon_0 A}{d_0 - x} \right) \right] = \frac{\epsilon_0 AV^2}{2(d_0 - x)^2} \quad (5)$$

У рівнянні 5 V - прикладена напруга на конденсаторі, A - площа поверхні конденсатора, C - ємність, ϵ_0 – діелектрична проникність вакууму, d_0 - ефективна відстань зазору між верхнім і нижнім електродом і x дорівнює зміщення пластин конденсатора в позитивному напрямку від рівноваги, як показано на рисунку 14. Зсув вважається рівномірним по всій мембрані і є зміщенням центру мембрани.

Сила пружини, $F_{\text{пружини}}$, яка врівноважує силу мембрани, лінійно пропорційна зміщенню, x .

$$F_{\text{пружини}} = -kx \quad (6)$$

де k – коефіцієнт жорсткості пружини.

Масова сила, $F_{\text{Маса}}$, є результуючою силою пружини та конденсатора і витікає з другого закону Ньютона

$$F_{\text{Маса}} = m \frac{d^2x(t)}{dt^2} \quad (7)$$

Підставляючи три сили, формула 1 дає рівняння, залежне від часу

$$m \frac{d^2x(t)}{dt^2} - \frac{\varepsilon_0 AV^2}{2(d_0 - x)^2} + kx = 0 \quad (8)$$

Щоб уникнути короткого замикання при зтискуванні верхньої мембрани, підкладка зазвичай покривається шаром ізоляції. Нітрид кремнію є широко використовуваним в якості ізолятора матеріалом в процесах виготовлення МЕМС. Таким чином, поділ пластин конденсатора d_0 змінюється на ефективну відстань зазору наступним чином:

$$d_0 = d_g + \frac{d_{\text{ins}}}{\varepsilon_{\text{ins}}} \quad (9)$$

У рівнянні 9 d_g – відстань зазору повітря / вакуум, d_{ins} – товщина шару ізоляції, а ε_{ins} – відносна діелектрична проникність ізоляції. Зауважимо, що ми будемо нехтувати дією такого шару ізоляції, оскільки з точки зору моделі можна вважати, що параметром ε_{ins} можна знехтувати до зтискання [26]. Причину можна пояснити, якщо ще раз розглянути рівняння 6. Оскільки відстань зазору повітря/вакуум зазвичай набагато більше, ніж шар ізоляції, другим доданком $\frac{d_{\text{ins}}}{\varepsilon_{\text{ins}}}$ можна знехтувати.

2.1.1. Розрахунок напруги втягування

Рівняння 5 описує поведінку системи і є залежним від часу нелінійним диференціальним рівнянням другого порядку. Щоб зменшити його складність і витягти значні умови системи, можна розглядати випадок, коли $V(t) = V_{DC}$. В такому випадку гармонічні умови усуваються, і ми отримуємо:

$$\frac{\epsilon_0 A V_{DC}^2}{2(d_0 - x)^2} = kx \quad (10)$$

Зауважте, що при збільшенні постійної напруги зміщення розмір зазору стає меншим, тому сила пружини збільшується. На рисунку 15 показані електростатичні та пружинні сили як функція нормованої відстані зазору для напруги зміщення, меншої за напругу втягування. Коли мембрана знаходиться в рівновазі, величини електростатичної сили та сили пружини рівні. При будь-якій нарузі нижче зтиснення є два фізичні рішення переміщення, де пружина і електростатичні сили рівні. В одній з цих точок рівноваги, а саме в точці В, коли рівновага порушується для подальшого збільшення переміщення, електростатичний стан стає більшим за силу пружини. Таким чином, рівновага втрачається для подальшого збільшення переміщення. Хоча точка В є математичним рішенням, фізично це нестабільна рівновага. З іншого боку, у точці А, коли рівновага порушується у напрямку збільшення переміщення, сила пружини стає більшою, ніж електростатична сила. Звідси зміщення відсувається назад до точки рівноваги. Отже, точка А - стабільна точка рівноваги.

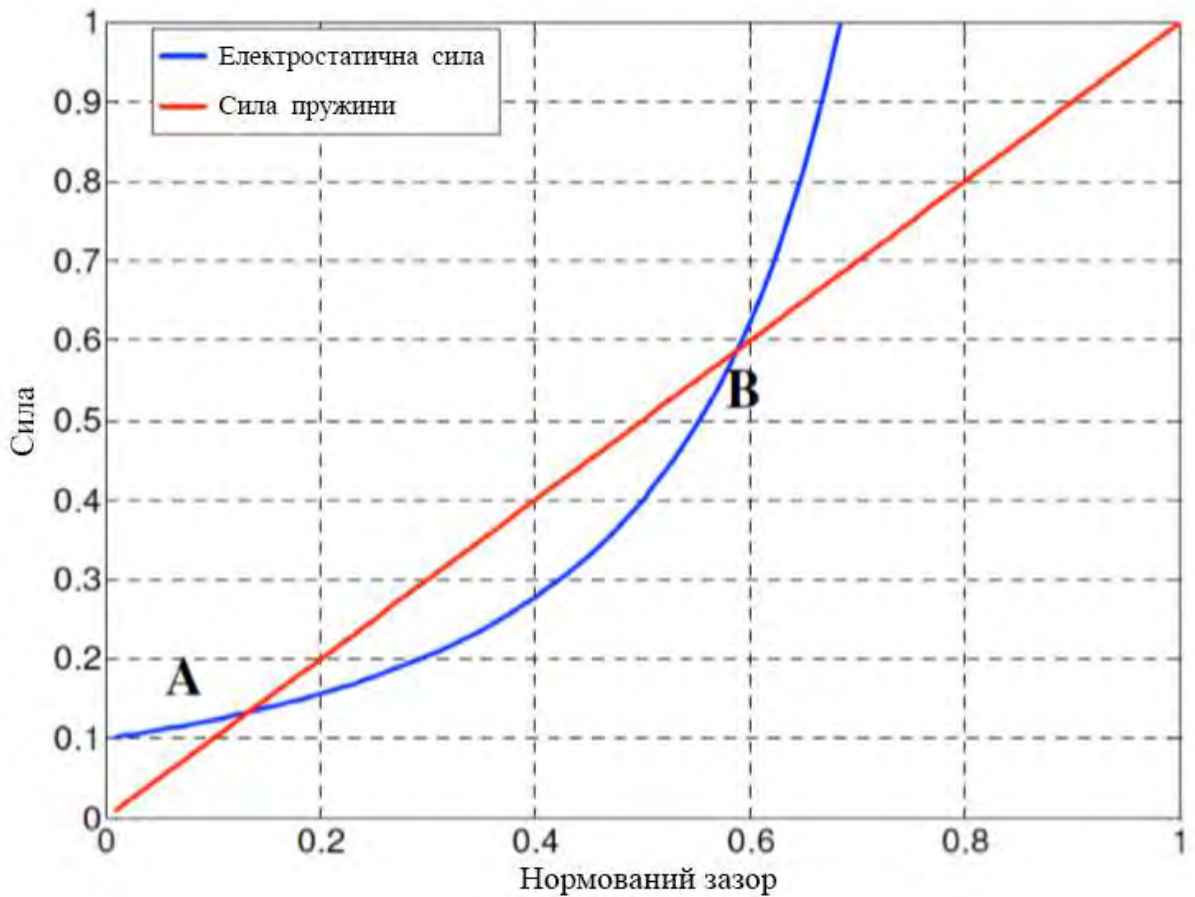


Рисунок 15. Електростатична сила і сила пружності як функції від розміру зазору, при напрузі зміщення < напруги зтиснення [27]

При збільшенні постійної напруги електростатична сила збільшується з квадратичною залежністю від напруги. Однак сила пружини не збільшується із напругою зміщення, оскільки сила залежить лише від переміщення. Отже, коли напруга досягає певного значення, точки рівноваги скорочуються до однієї, як показано на рисунку 16. У цей момент електростатична сила пересилює силу пружини і мембрана зтискається. Напруга, при якій відбувається це явище, називається напругою втягування або переднатягу.

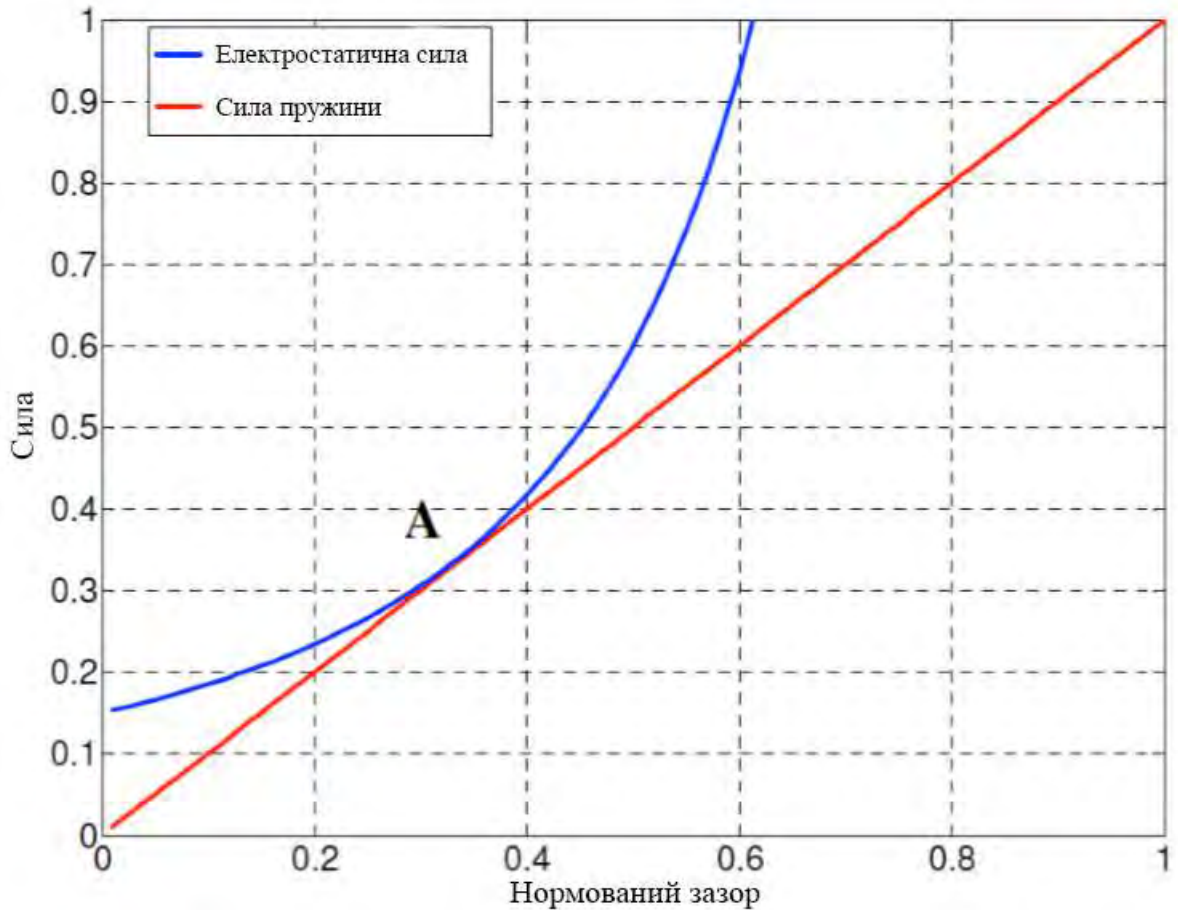


Рисунок 16. Електростатична сила і сила пружини як функції від розміру зазору, при напрузі зміщення = напрузі зтискання.

Напругу переднатягу можна також знайти аналітично шляхом перестановки рівняння 11 для отримання лінійного многочлена третього ступеня в x . Розв'язуючи многочлен і розглядаючи єдине фізично значуще рішення, напруга зтиснення знайдена.

$$V_{\text{втягування}} = \sqrt{\frac{8kd_0^3}{27\varepsilon_0 A}} \quad (11)$$

Зміщення мембрани при втягуванні становить лише третину зазору повітря/вакуум. Це відношення можна обчислити параметрично, замінивши рівняння 12 у рівняння 11.

$$d_{\text{втягування}} = \frac{2}{3} d_0 \quad (12)$$

Насправді зміщення мембрани ЄМУП при втягуванні більше третини відстані зазору, оскільки рух ЄМУП не є ідеально поршневим.

Для того, щоб виконати будь-які подальші аналітичні обчислення перший крок – визначити геометричні розміри ЄМУП; що включає визначення відстані зазору, товщини мембрани та радіуса, щоб відповідати вимогам, зазначеним у попередній главі. Оскільки ЄМУП буде виготовлений за технологією PolyMUMP, існувало лише чотири можливі конструкції [28]. Можливі конфігурації ЄМУП при виготовленні технологією PolyMUMPs наведені в таблиці 1.

Конструкція	Товщина мембрани	Матеріал електродів	Велечина зазору	Ізоляційний матеріал
Конструкція 1	2 мкм	Poly 1	2 мкм	Oxide 1
Конструкція 2	3.5 мкм	Poly 1 + Poly 2	2 мкм	Oxide 1
Конструкція 3	1.5 мкм	Poly 2	0.75 мкм	Oxide 2
Конструкція 4	1.5 мкм	Poly 2	2.75 мкм	Oxide 1 + Oxide 2

Таблиця 1. Комбінації шарів при виготовленні ЄМУП технологією PolyMUMPs.

Посилаючись на попередню главу, однією з важливих вимог є зменшення напруги втягування. Зауважимо, що у рівнянні 8 напруга втягування має пряму залежність із відстанню зазору. Тому, щоб отримати низьку напругу втягування, відстань зазору має бути невеликою. Створення зазору вимагає використання шару ізоляції, який є діоксидом кремнію у випадку технології PolyMUMPs. Отже, був обраний найменший ізоляційний шар, щоб утворити відстань зазору (тобто Оксид 2). Повний процес виготовлення ЄМУП в PolyMUMP описаний у розділі 4. Важливо зазначити, що зміна відстані в зазорі не матиме вирішального впливу на інші вимоги, включаючи резонансну частоту.

Використання Оксиду 2 в якості ізоляційного шару обмежило б нас використовувати лише шар Poly2 як мембрану ЄМУП (тобто дизайн 3). В

результаті товщина мембрани та відстань зазору становитимуть відповідно 1,5 мкм та 0,75 мкм. Відповідно до цього результату, єдиними параметрами, які можна змінювати так, щоб отримати необхідні обмеження, є константа пружини, k та площа поверхні мембрани, A .

Мембрана ЄМУП нагадує кругову мембрану при розподіленому навантаженні, а її пружинна константа становить [29]:

$$k = \frac{16\pi E d_m^3}{3R^2(1 - \nu^2)} \quad (13)$$

E – модуль Юнга, для матеріалу мембрани це 160 ГПа, d_m – товщина мембрани, R – радіус мембрани, ν – коефіцієнт Пуассона, $\nu = 0.23$ для полісилікону.

З іншої сторони, площа мембрани визначається за формулою:

$$A = \pi R^2 \quad (14)$$

Зауважимо, що в рівняннях 13 і 14 єдині параметри, які ми можемо змінювати, є радіус, R , оскільки модуль Юнга і коефіцієнт Пуассона - це константи для матеріалу.

Підставляючи рівняння 13 і 41 в рівняння 11 і замінюючи геометричні значення, отримані за технологією виготовлення, можна отримати співвідношення між напругою втягування, і радіусом мембрани ЄМУП. Таке співвідношення показано в рівнянні 15 та побудовано на рисунку 17.

$$V_{\text{втягування}} = \sqrt{\frac{128}{81} \frac{E d_m^3 d_0^3}{\varepsilon_0 (1 - \nu^2) R^4}} \quad (15)$$

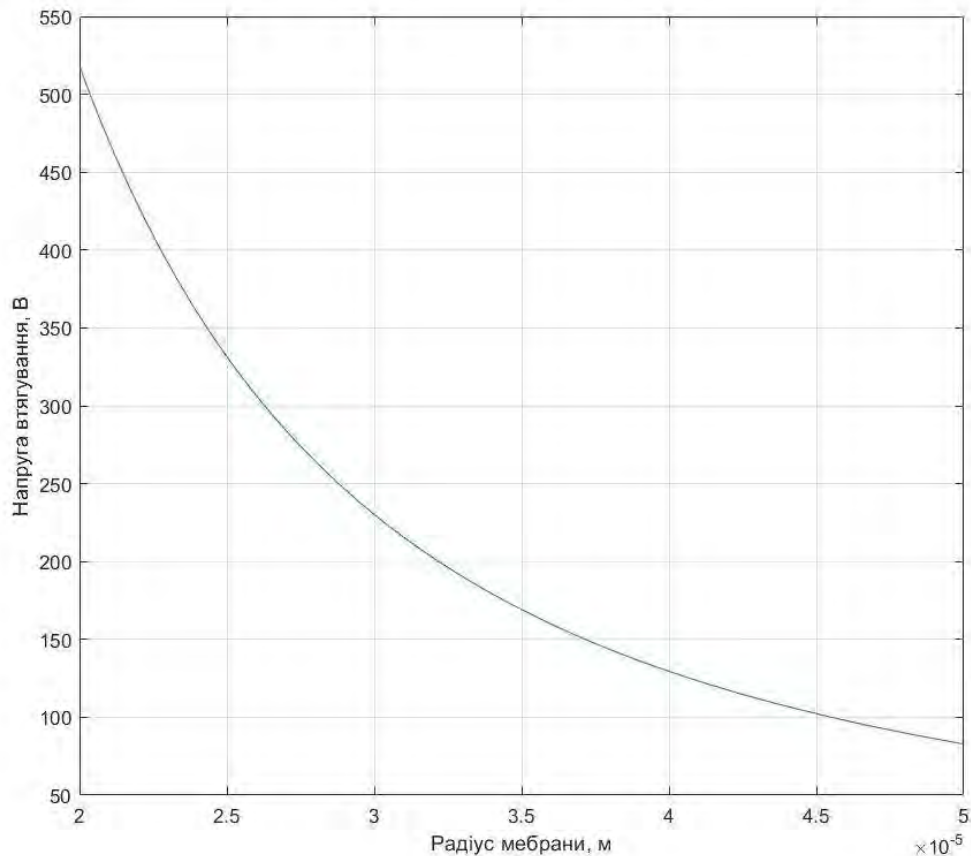


Рисунок 17. Залежність напруги зтиснення від радіуса ЄМУП

Варто зауважити, що напруга зтиснена обернено пропорційна до квадрату радіуса мембрани.

2.1.2. Розрахунок резонансної частоти

Інша важлива вимога для ЄМУП, яку слід враховувати, - це резонансна частота. Оберемо частоту для ультразвукового перетворювача в межах від 5 МГц до 9 МГц. Цей діапазон частот походить від врахування глибини проникнення, розміру пухлини та ослаблення ультразвукових сигналів на цих частотах. Якщо припустити, що середня глибина проникнення становить близько 10 см, а швидкість звуку в жировій тканині близько 1540 м/с, довжина хвилі на частоті 5 МГц становить 0.308 мм. Це бажана довжина хвилі, оскільки роздільна здатність, як правило, становить кілька довжин хвиль, тому достатньо для зображення пухлин, як правило, розміром декілька см. Крім того, ця частота

підходить для виявлення пухлини з точки зору ослаблення сигналу в тканинах. Відповідно до рівняння загасання ультразвуку, чим вище частота, тим більше загасання. Беручи середнє ослаблення 0,5 дБ/см для кожної частоти МГц, ультразвукова хвиля на 5 МГц послаблюється приблизно на 25 дБ, щоб досягти пухлини, розташованої на 10 см в глибину жирової тканини. Це загасання є достатньо низьким, що дозволяє виявляти хвилі ультразвукового тиску, відбиті від пухлини. Більш високі частоти збільшують загасання, і, отже, виявити луну було б дуже важко, якщо взагалі можливо. Нижчі частоти знижують продуктивність формування зображення, а також не підходять для бажаних розмірів пухлини. Враховуючи цей діапазон частот, можна оптимізувати геометрію ЄМУП. Основна частота, яка є резонансною частотою, визначається:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{M_0}} \quad (16)$$

У рівнянні 16 f_0 – резонансна частота, M_0 – ефективна маса і k – константа пружини мембрани ЄМУП, як описано в рівнянні 13. Також розраховується ефективна маса мембрани із затиснутими краями.

$$M_0 = \rho_m d_m A \left(\frac{2\sqrt{2}}{(\lambda_a)_{mn}} \right)^4 \quad (17)$$

де ρ_m – щільність мембрани, а $(\lambda_a)_{mn}$ – константа, що відповідає формі мембрани. Кількість концентричних кіл на мембрані позначається m , а кількість діаметральних ліній позначається n . Для мембрани, що вібрує на своїй основній частоті (тобто $m = 0$ і $n = 0$), ця константа дорівнює $(\lambda_a)_{00} = 3.196$ [31]. Зауважимо, що цей фактор пояснює той факт, що мембрана ЄМУП рухається у мископодібній формі, а не поршневій, при цьому центр мембрани відхиляється більше, ніж зовнішній радіус. Підставляючи постійну пружини з рівняння 10 та ефективну масу з рівняння 14 в рівняння 13, можна знайти таку резонансну частоту.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \frac{(\lambda_a)_{00}^2}{R^2} \sqrt{\frac{E d_m^2}{12(1 - \nu^2)\rho_m}} \quad (18)$$

З рівняння 18 можна визначити співвідношення між радіусом мембрани та її резонансною частотою. Інші параметри є або властивостями мембранного матеріалу, або константами, які неможливо змінити. Зауважимо, що резонансна частота ЄМУП не залежить від відстані зазору, як згадувалося раніше. Рисунок 18 ілюструє резонансну частоту як функцію радіуса мембрани в елементі ЄМУП. Значення важливих параметрів також наведені в таблиці 2.

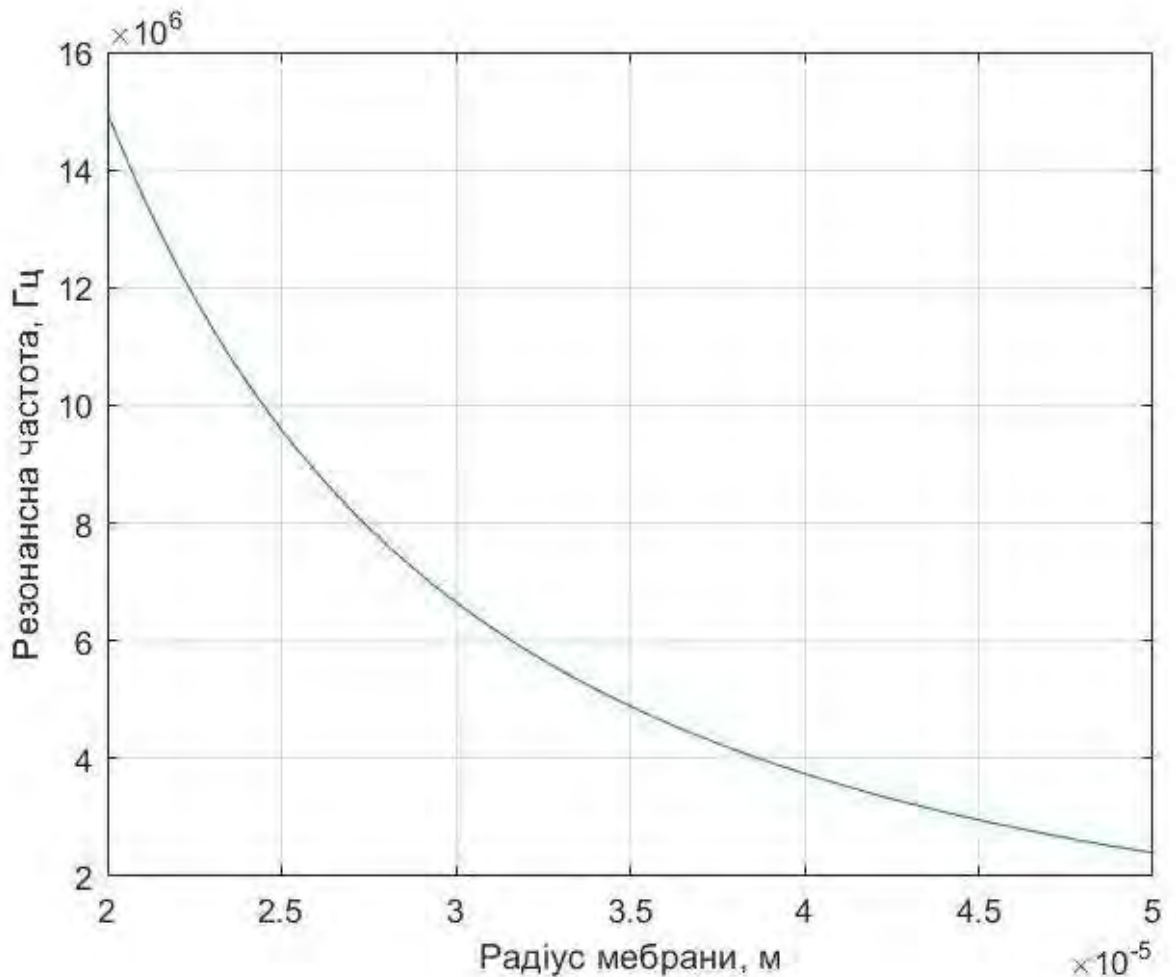


Рисунок 18. Залежність резонансної частоти від радіусу мембрани ЄМУП

Позначення	Значення	Одиниці виміру	Параметр
E	160	ГПа	Модуль Юнга
ν	0.23	-	Коефіцієнт Пуассона
$(\lambda_a)_{00}$	3.196	-	Константа форми перетворювача
ρ_m	2331	кг/м ³	Густина матеріалу мембрани
ϵ_0	$8.856 * 10^{-12}$	Ф/м	Діелектрична проникність вакууму
d_m	1.5	мкм	Товщина мембрани
d_0	0.75	мкм	Розмір зазору

Таблиця 2. Список важливих параметрів

Нам потрібно визначити радіус мембрани, який знаходиться в необхідній частотній області при зниженні напруги втягування. Для цього можна знайти співвідношення між резонансною частотою та напругою втягування. Оскільки і напруга переднатягу, і резонансна частота є функціями радіуса мембрани R , можна переставити рівняння 17 і 18 для R і прирівняти їх, щоб отримати наступне співвідношення.

$$V_{\text{втягування}} = 2\pi f_0 \sqrt{\frac{512 \rho_m d_m d_0^3}{27 \epsilon_0 (\lambda_a)_{00}^4}} \quad (19)$$

Спостерігається, що залежність між напругою втягування, і резонансною частотою лінійна. Це означає, що чим більше зростає резонансна частота, тим вище буде напруга втягування. Щоб зберегти напругу втягування якомога нижчою, ми вибрали резонансну частоту, яка близькою до нижньої межі та

обрали радіус мембрани. Резонансна частота близько 6 МГц була б достатньо високою і доцільною. Граничне значення частоти було обрано не 5 МГц. Причина полягає в тому, що аналітичний частотний аналіз є лише наближенням і не повністю характеризує демпфування ЄМУП. Реальне затухання зменшить резонансну частоту. Підсумовуючи, було обрано радіус мембрани $R = 32$ мкм, що відповідає резонансній частоті $f_0 = 5.762$ МГц.

Для визначення напруги втягування можна поглянути на рисунок 17, знайдіть радіус 32 мкм на осі x і відстежите його до відповідної напруги втягування. Аналітична напруга втягування в цьому випадку буде $V_{\text{втягування}} = 201,9$ В. Іншим підходом було б побудувати графік рівняння 16 (тобто відношення $V_{\text{втягування}}$ та f_0) та знайти напругу, як показано на рисунку 19.

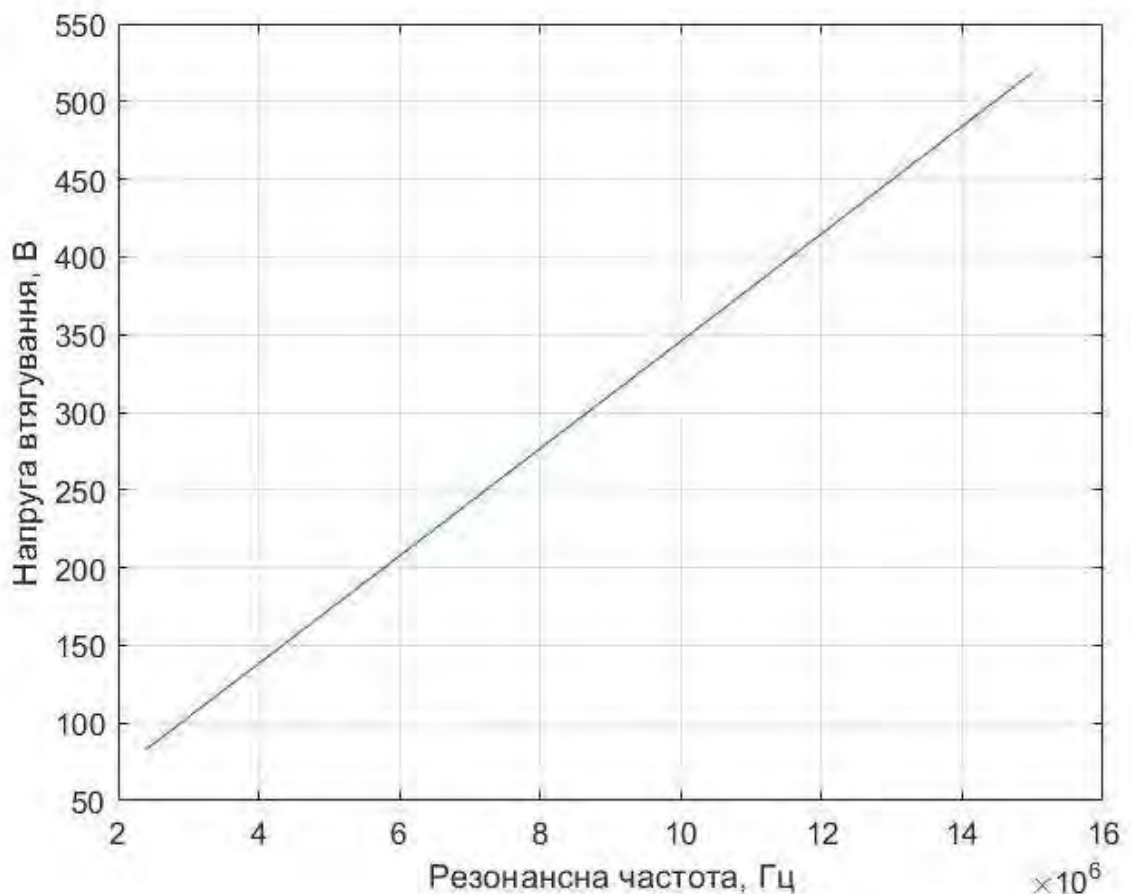


Рисунок 19. Аналітичний графік залежності напруги втягування від резонансної частоти.

Отримані значення використовуються пізніше для моделювання ЄМУП у наступному розділі.

2.1.3. Коефіцієнт ослаблення пружини

Через нелінійність системи, крім явища напруги втягування, відбувається також електростатичне пружинне пом'якшення, що більш очевидно, експериментально. Зауважимо, що пружинна константа, згадана в рівнянні 10, просто справедлива і точна для вільної мембрани. Насправді пружинна константа змінюється, коли напруга змінюється. Причина полягає в тому, що в міру зміщення мембрани створюється пружинна сила в протилежному напрямку; однак зміщення під постійною напругою викликає збільшення електростатичної сили в тому ж напрямку, що і переміщення. Це збільшення електростатичної сили трактується як пружинне пом'якшення. Щоб розробити математичний вираз для електромеханічної поведінки мембрани ЄМУП, можна лінеаризувати рівняння 5, використовуючи ряд Тейлора щодо точки $x(t) = 0$ і отримати:

$$m \frac{d^2 x(t)}{dt^2} - \left[\frac{\varepsilon_0 A V_{DC}^2}{2d_0^2} + \frac{\varepsilon_0 A V_{DC}^2}{d_0^3} x(t) \right] + kx = 0 \quad (20)$$

Групування подібних доданків у рівнянні дає впізнаване рівняння:

$$m \frac{d^2 x(t)}{dt^2} + \left(k - \frac{\varepsilon_0 A V_{DC}^2}{d_0^3} \right) x(t) = \frac{\varepsilon_0 A V_{DC}^2}{2d_0^2} \quad (21)$$

Таким чином, демпфована пружинна константа задається виразом:

$$k_{soft} = k - \frac{\varepsilon_0 A V_{DC}^2}{d_0^3} \quad (22)$$

Щоб бути більш реалістичним, можна лінеаризувати рівняння 8, використовуючи розширення ряду Тейлора щодо точки $x(t) = 2/3d_0$, а не $x(t) = 0$. Причина полягає в тому, що ЄМУП буде працювати близько напруги колапсу, а зміщення навколо напруги згортання становить дві третини від початкової відстані відстані.

Отже, ми отримуємо:

$$m \frac{d^2 x(t)}{dt^2} - \left[\frac{\varepsilon_0 A V_{DC}^2}{3} d_0 - \frac{18 \varepsilon_0 A V_{DC}^2}{d_0^2} + \frac{27 \varepsilon_0 A V_{DC}^2}{d_0^3} x(t) \right] + k x(t) = 0 \quad (23)$$

Групуємо подібні доданки:

$$m \frac{d^2 x(t)}{dt^2} + \left(k - \frac{27 \varepsilon_0 A V_{DC}^2}{d_0^3} \right) x(t) = \frac{\varepsilon_0 A V_{DC}^2}{3} d_0 - \frac{18 \varepsilon_0 A V_{DC}^2}{d_0^2} \quad (24)$$

І постійна пружини становить:

$$k_{soft} = k - \frac{27 \varepsilon_0 A V_{DC}^2}{d_0^3} \quad (25)$$

Були використані й інші аналітичні підходи для обчислення пом'якшеної пружини [26], [32]. Ефект пружинного демпфування зменшує резонансну частоту ЄМУП, оскільки постійна напруга зміщення збільшується. Зсув частоти можна обчислити, використовуючи k_{soft} для постійної пружини в рівнянні 16. Зміна резонансної частоти та постійної пружини проти збільшення V_{DC} показана на рисунку 20.

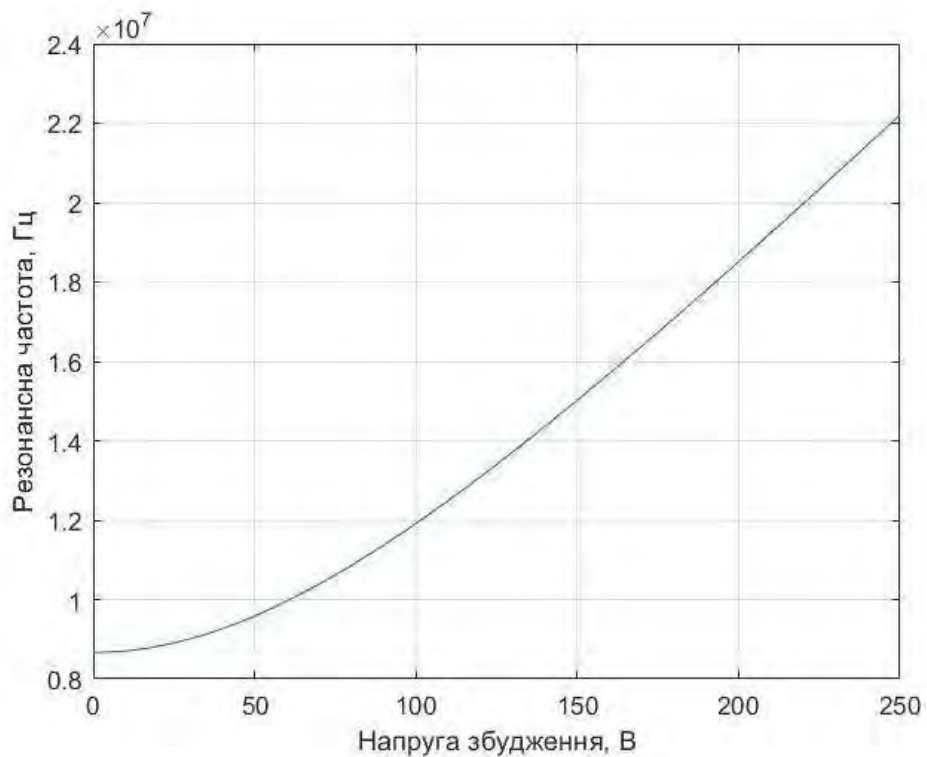
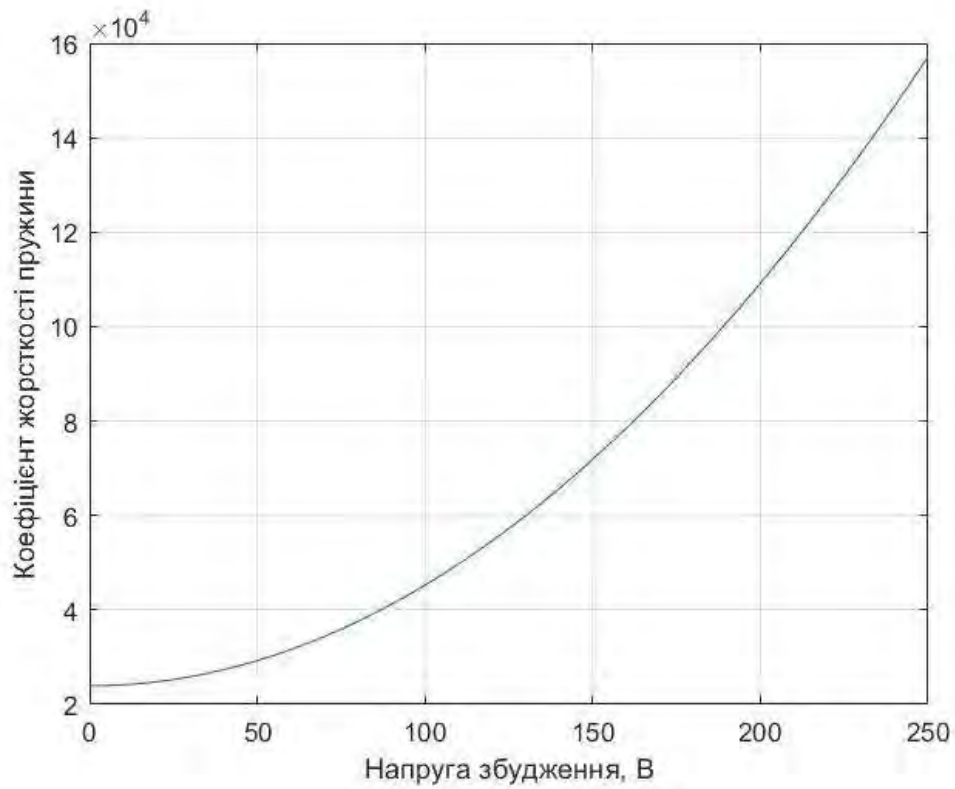


Рисунок 20. Ефект демпфування пружини при збільшенні постійної напруги зміщення на (а) коефіцієнті жорсткості пружини та (б) резонансній частоті.

З рисунку 20 можна зауважити, як коефіцієнт пружності збільшується, коли напруга постійного струму зростає. Якщо ЄМУП зміщений до 80% напруги

втягування, частота зміщується на 583 кГц, а резонансна частота падає до 5,179 МГц. Варто зазначити, що ефект пом'якшення пружини був би більшим у дійсності через те, що відстань зазору, d_0 , змінюватиметься при різних напругах зміщення. Більш точне значення пружинного пом'якшення обчислюється чисельно при виконанні аналізу кінцевих елементів у главі 3.

2.1.4. Коефіцієнт електромеханічного перетворення

Перетворювач - це пристрій, який перетворює одну форму енергії в іншу. У ЄМУП перетворення енергії відбувається від електричної до механічної та навпаки. Отже, ще одним важливим параметром ЄМУП, який слід врахувати, є його коефіцієнт електромеханічного перетворення. Цей коефіцієнт визначає ефективність перетворення електричної енергії в механічну. По суті, коефіцієнт електромеханічного зв'язку, k_T^2 , - це відношення механічної енергії ЄМУП до загальної енергії, що зберігається в структурі МЕМС.

$$k_T^2 = \frac{E_{\text{мех}}}{E_{\text{повна}}} = \frac{1}{1 + \frac{E_{\text{електр}}}{E_{\text{мех}}}} \quad (26)$$

де $E_{\text{повна}} = E_{\text{мех}} + E_{\text{електр}}$. Для паралельно пластинчатого конденсатора пошук цього коефіцієнта досить простий. Хант використовував паралельно пластинчатий конденсатор для моделювання конденсаторного мікрофона [2].

$$k_T^2 = \frac{2x}{d_0 - x} \quad (27)$$

Модель передбачає жорсткий поршневий рух з електричним потенціалом, прикладеним до верхнього електрода та заземленням нижнього електрода. Без напруги зміщення дорівнює нулю, а отже, ефективність дорівнює нулю. Зміщення зростає із збільшенням напруги, отже збільшується і ефективність. При зміщенні, що дорівнює третині зазору, коли мембрана зтискається, ефективність дорівнює 1. k_T^2 , обчислено Фразером [33] для мембрани ЄМУП, яка використовує фіксовану, C^S та вільну, C^T , ємності

перетворювача. Замість використання переміщення, при обчисленні використовується напруга та заряд. Фіксована ємність - це ємність ЄМУП при заданій напрузі, а вільна ємність є похідною заряду щодо постійної напруги (тобто нахилу відношення заряд-напруга). Рівняння фіксованої та вільної ємності наведені нижче:

$$C^S = \left. \frac{Q(x)}{V} \right|_{x_{DC}, V_{DC}} = C(x)|_{x_{DC}, V_{DC}} \quad (28)$$

$$C^T = \left. \frac{dQ(x)}{dV} \right|_{x_{DC}, V_{DC}} = \frac{d}{dV} (VC^2)|_{x_{DC}, V_{DC}} \quad (29)$$

Після деяких обчислень, які описані в [32],[16],[34] знаходимо коефіцієнт електромеханічного зв'язку:

$$k_T^2 = 1 - \frac{C^S}{C^T} \quad (30)$$

Коефіцієнт зв'язку описує електромеханічну ефективність нашого пристрою МЕМС, і тому його важливо враховувати. Цей коефіцієнт зв'язку узгоджується з підходом [2] Ханта для паралельно пластинчатого конденсатора. Детальні виведення коефіцієнта електромеханічного зв'язку не представлені в цій роботі. Детальні відомості див. У [32], [34], [16] або [2]. Щоб далі аналізувати ефективність, можна переглянути компоненти як змінної, так і постійної прикладеної напруги. Знаючи, що комбінація компонентів змінної та постійної прикладеної напруги менша або дорівнює напрузі, що підключається (тобто $V_{AC} + V_{DC} = V_{PI}$), існує момент, коли ця комбінація напруг постійного та змінного струму призводить до максимальної кінетичної енергії, W_k . Ця максимальна кінетична енергія насправді є оптимальною акустичною енергією від мембрани ЄМУП і, що важливіше, максимальною ефективністю. Рисунок 21 ілюструє зміну кінетичної енергії ЄМУП як функції компонента змінного струму. k_T^2 буде переглянуто в розділі МСЕ (тобто розділ 3) для отримання більш точних числових результатів.

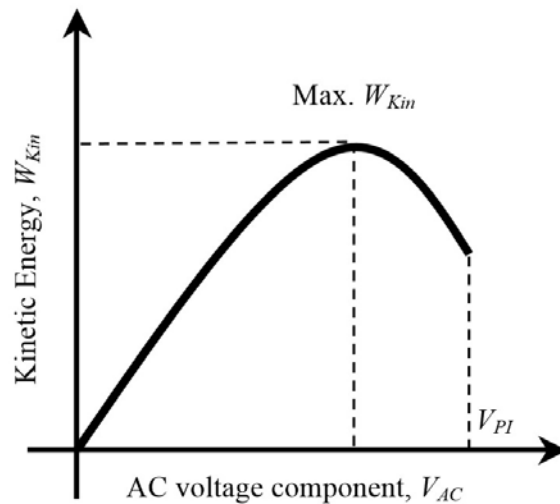


Рисунок 21. Зміна кінетичної енергії по відношенню до прикладеної змінної напруги.

2.2. Електромеханічна еквівалентна схема ЄМУП

ЄМУП, подібно до п'єзоелектричного перетворювача, є перетворювачем енергії між електричною та механічною областями. Працюючи як передавач, ЄМУП перетворює прикладену електричну енергію змінного струму в механічну вібрацію. Як приймач, акустичний тиск викликає механічну вібрацію і перетворюється на електричну енергію. Можна використовувати чотирьохполюсник для моделювання рухомого пластинкового конденсатора і знайти співвідношення між електричними параметрами, напругою та струмом та механічними параметрами, силою та швидкістю. Така модель чотирьохполюсника показана на рисунку 22.

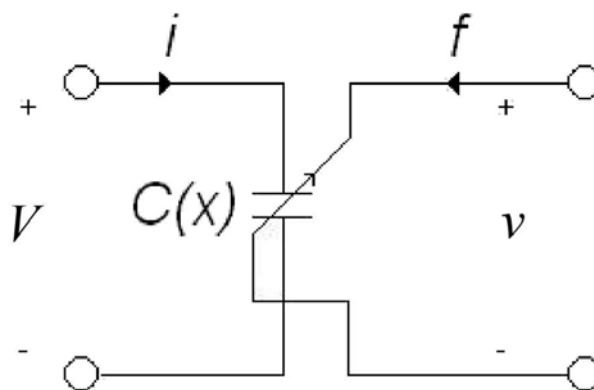


Рисунок 22. Модель чотирьохполюсника.

У цьому представленні струм в електричній області відповідає силі в механічній області, тоді як напруга в електричній області відповідає швидкості в механічній області. Нагадаємо, що змінна ємність, $C(x)$ задається:

$$C(x) = \frac{\varepsilon_0 A}{(d_0 - x)} \quad (31)$$

Якщо припустити, що гармонічна складова напруги набагато менша, ніж постійного складова (тобто $V_{AC} \ll V_{DC}$), то струм через пристрій:

$$I = \frac{d}{dx} Q = \frac{d}{dt} (C(t)V(t)) = C(t) \frac{d}{dt} V(t) + V(t) \frac{d}{dt} C(t) \quad (32)$$

Підставляючи рівняння змінної ємності, отримуємо перше рівняння співвідношення між електричною та механічною складовими:

$$I = C(t) \frac{d}{dt} V + \frac{\varepsilon_0 A}{(d_0 - x)^2} v V \quad (33)$$

У рівнянні v - швидкість переміщення (тобто $v = \partial x / \partial t$).

Використовуючи закон збереження енергії, виходить друге співвідношення.

$$F = \frac{\varepsilon_0 A}{2(d_0 - x)^2} V^2 \quad (34)$$

Рівняння 31 - це спрощений варіант рівняння 5, в якому описується електростатична сила, що діє на мембрану шляхом прикладання напруги до паралельно пластинчатого конденсатора. Рівняння 26 і 28 разом з механічними параметрами рівнянь 13 і рівняння 14 призводять до електромеханічного еквівалентного контуру СМУП, який показаний на рисунку 23.

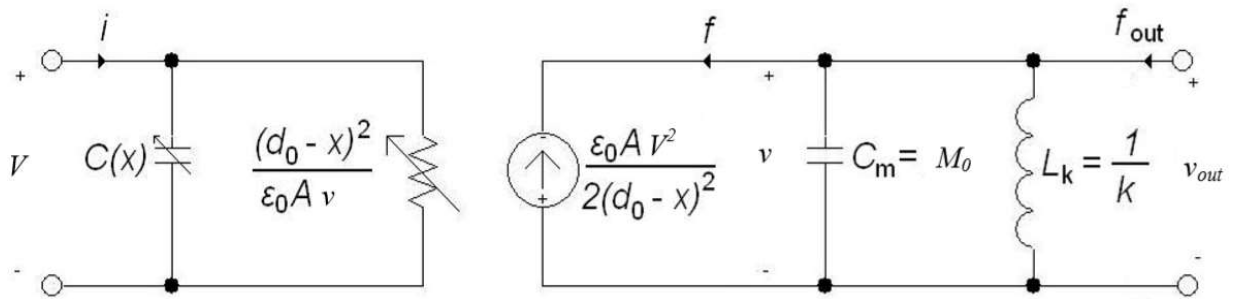


Рисунок 23. Повний електромеханічний еквівалент ЄМУП.

У схемі C_m і L_k є електричними еквівалентами механічних параметрів ефективної маси, M_0 , і постійної пружини, k відповідно. Зауважимо, що реалізована Фревом модель [15] дозволяє уникнути малосигнальної лінеаризації електромеханічних відносин щодо точки постійного струму. Подібні «лінеаризовані» моделі раніше були впроваджені [26], [16], [35] [36], [37] на основі роботи Мейсона [38]. У лінеаризованих моделях фіксований конденсатор представляє ємність паралельних електродів ЄМУП, ідеальний трансформатор здійснює перетворення енергії з електричної в механічну область, а складний імпедансний моделює механічний опір мембрани. Можна спостерігати еквівалентну схему як перетворення з електричної в механічну область, де співвідношення трансформаторів можна обчислити з рівняння 35:

$$n = \frac{\epsilon_0 A}{2(d_0 - x)^2} V \quad (35)$$

Зауважимо, що коефіцієнт трансформації прямо пропорційний прикладеній напрузі і обернено пропорційний квадрату ефективного зазору. Це означає, що чим вище напруга зсуву чи менший ефективний зазор, тим більше коефіцієнт трансформаторів і, отже, краще електромеханічне перетворення енергії. Цікаво також спостерігати, що ЄМУП працюватиме до тих пір, поки не досягне напруги колапсу. У рівнянні 16 зазначено, що напруга згортання пропорційна відстані розриву. З іншого боку, рівняння 34 дає ще одне співвідношення між коефіцієнтом трансформатора та відстані зазору.

Цікаво відзначити, що при напрузі згортання досягається максимальне співвідношення трансформаторів і обернено пропорційне квадратному кореню

початкової відстані зазору. Отже, чим менша початкова відстань зазору, тим вище перетворення.

2.3. Висновки

Підводячи підсумок, для задоволення всіх вимог параметри в таблиці 3 були аналітично розглянуті та обчислені. Отримані основні величини, які необхідні для виробництва ЄМУП, і теоретично доведено працездатність перетворювача.

Позначення	Величина	Одиниці виміру	Параметр
R	32	мкм	Радіус мембрани
d_m	1.5	мкм	Товщина мембрани
d_0	0.75	мкм	Розмір зазору
d_{ins}	0.6	мкм	Товщина ізоляції
f_0	5.762	МГц	Недемпфована резонансна частота
f_0 демпфована	5.179	МГц	Демпфована резонансна частота
$V_{зтискання}$	201.9	В	Напруга зтискання

Таблиця 3. Список важливих параметрів для виготовлення ЄМУП, що отримані аналітично.

3. СИМУЛЯЦІЯ ЄМУП

Хоча аналітичні обчислення забезпечують швидкий та простий аналіз характеристик ЄМУП, це лише наближення та ґрунтується на припущеннях, не зовсім правильних для пристрою ЄМУП. Прикладом є ігнорування нерівномірного руху діафрагми та припущення, що мембрана рухається як жорсткий поршень. Отже, аналітичному моделюванню бракує точності та точності та ігнорується нелінійні властивості ЄМУП. З іншого боку, для виявлення надійності та достовірності аналітичне моделювання ЄМУП порівнювалося з іншими точними аналізами, подібними до кінцевих елементів. Це забезпечило б можливість використання аналітичної моделі в майбутньому для швидкого аналізу та оптимізації параметрів ЄМУП.

У цій главі виконується аналіз методом скінченних елементів (МСЕ) та моделювання поведінки ЄМУП для повного опису пристрою. Результати порівнюються з результатами аналітичного моделювання з розділу 2. Це дає більш глибоке розуміння поведінки ЄМУП.

3.1. Симуляція ЄМУП методом скінченних елементів

Аналіз методом скінченних елементів виявляється майже незамінним інструментом у всій розробці МЕМС, включаючи проектування та аналіз ЄМУП. Цей інструмент особливо корисний у нелінійних структурах МЕМС. Нелінійні властивості пристроїв МЕМС роблять аналітичне моделювання громіздким, якщо не неможливим. Тому метод МСЕ використовується для аналізу різних параметрів продуктивності ЄМУП, таких як резонансна частота, напруга втягування, коефіцієнт електромеханічного зв'язку та електростатичне пружинне демпфування.

Про моделювання методом скінченних елементів ЄМУП раніше повідомлялося за допомогою ANSYS (ANSYS Inc., Canonsburg, PA), комерційно доступного програмного забезпечення. Характеристика різних аспектів ЄМУП, таких як статичний та квазістатичний аналіз [39-42], гармонічний аналіз [43], прогнозування вихідного тиску [44], та нелінійна поведінка ЄМУП в часовій

області [46], [47] були виконані за допомогою цього інструменту MCE. У цій роботі було використано інше комерційне програмне забезпечення - COMSOL Multiphysics® (COMSOL Inc., Берлінгтон, штат Массачусетс, США). Перевагою COMSOL Multiphysics® є інтуїтивно зрозумілий графічний інтерфейс користувача, а також здатність поєднувати необмежену фізику для структури MEMS. У наступних розділах описано налаштування моделі клітинної моделі ЄМУП, а також параметричний та резонансний частотні аналізи в 3D.

3.1.1. Налаштування моделі ЄМУП

3D комірка ЄМУП була змодельована в COMSOL Multiphysics®. Моделювання в 3D допоможе краще уявити поведінку ЄМУП, окрім того, що вона буде більш стабільною, ніж 2D. Перша модель була побудована для отримання резонансних частот та частотної характеристики ЄМУП і використовує *structural mechanics*, піддомен модуля MEMS. Оскільки аналізи власних частот і частотних характеристик не вимагають великих витрат часу, була побудована вся клітинна мембрана ЄМУП. У другому налаштуванні параметр симетрії використовувався лише для моделювання половини комірки ЄМУП в 3D. Остання установка поєднує *structural mechanics* з піддоменом *electrostatics* і *deformed mesh*. 3D-модель в COMSOL та її спрощений розріз показані на рисунку 24 і 25 відповідно.

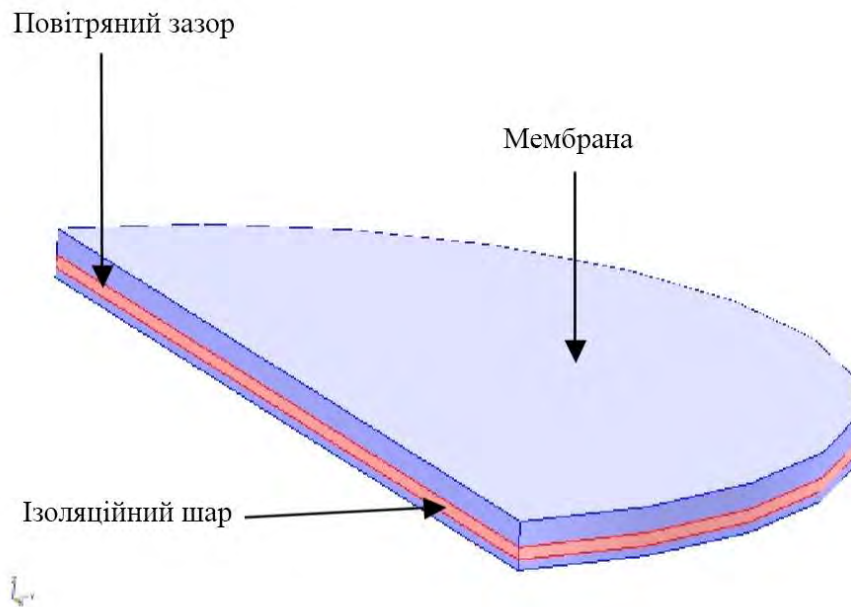


Рисунок 24. 3D-модель ЄМУП в COMSOL.

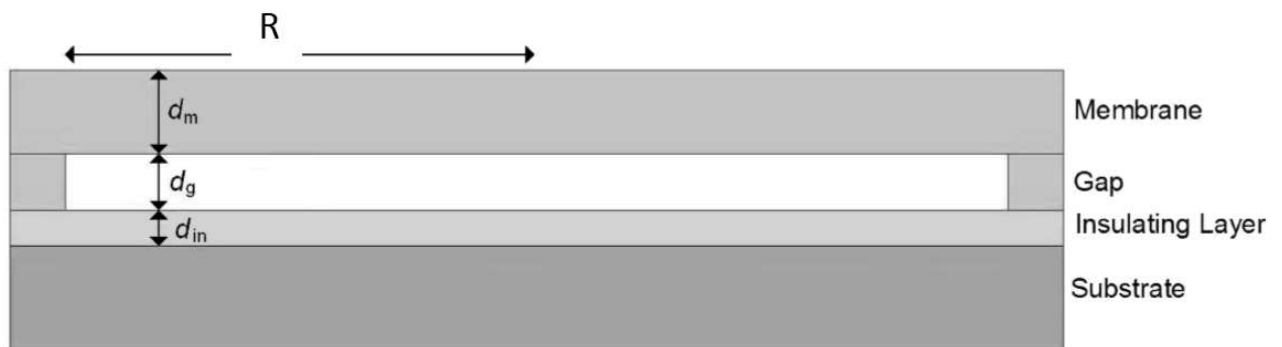


Рисунок 25. Спрощений розріз 3D-моделі ЄМУП в COMSOL.

Для простоти підкладка та опора не відображаються в налаштуваннях МСЕ. Піддомен *structural mechanics* описує механічні властивості поведінки ЄМУП та включає мембрану полікремнію, яка закріплена по периметру, та стаціонарну ізоляцію з нітриду кремнію на підкладці. Піддомен *electrostatics* також включений для імітації електричного поля, заряду на мембрані та електростатичної сили, прикладеної напруги на елементі.

Зверніть увагу, що напруга подається на мембрану, а підкладка заземлена (тобто дно ізоляційного шару). У МСЕ ЄМУП важливо сильно з'єднати всі поля, щоб забезпечити точність чисельних результатів. Алгоритм повністю сполученої системи для нелінійних електромеханічних пристроїв відображений на рисунку 26.

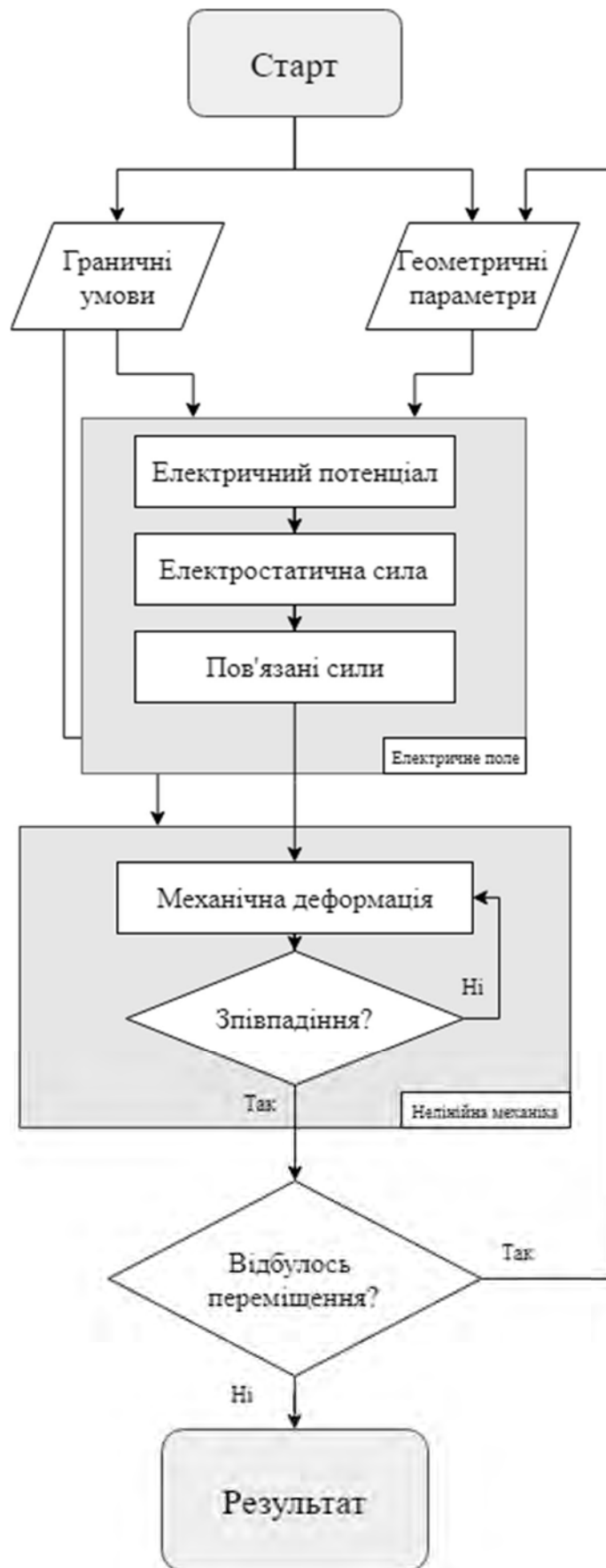


Рисунок 26. Повний алгоритм електромеханічного моделювання для нелінійних пристроїв.

Електростатичний піддомен подає напругу і генерує електростатичну силу на мембрані ЄМУП. Електростатична сила впливає на піддомен структурної механіки, який деформує мембрану. Структурна деформація зменшує відстань зазору, що впливатиме на електростатичну силу в обмін на електростатичну область і т. д. Таким чином, видно сильний двонаправлений зв'язок між двома доменами.

Коли МСЕ виконується для електростатичних пристроїв, механічні структури будуть рухатися або деформуватися і призводити до деформації кінцевих елементів електростатичного поля. Це призвело б до числової неточності. Кінцеві деформації елементів повинні бути контрольовані і вимагати повторного створення сітки перед перетином кінцевих елементів. Щоб уникнути цієї проблеми, використовується техніка переміщення сітки. У цій техніці кінцеві елементи електричного поля модифікуються для правильного керування механічними ступенями свободи [48]. Рисунок 27 ілюструє планку та вплив техніки переміщення сітки на аналіз МСЕ.

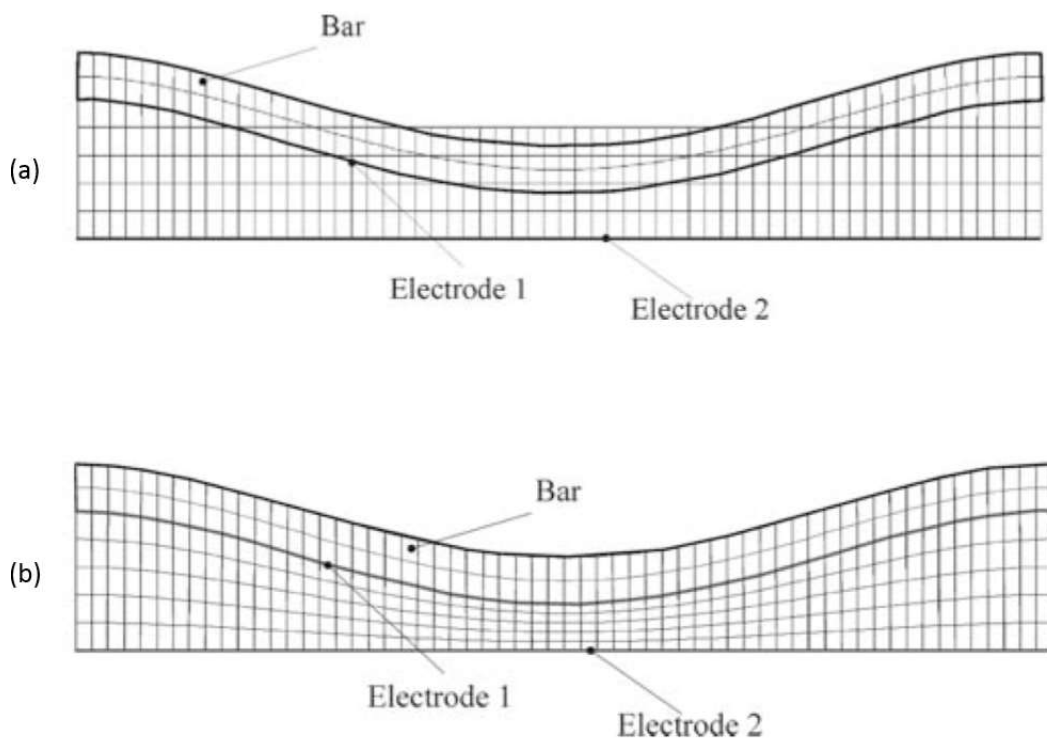


Рисунок 27. МСЕ-аналіз електростатичної штанги за допомогою (a) стандартного методу та (b) техніки переміщення сітки [48].

На малюнку 27 (a) використовується стандартний метод для виконання МСЕ на електростатичній штангі, що ілюструє перетин кінцевих елементів по мірі проходження аналізу. З іншого боку, на рисунку 27(b) деформація штанги впливає на всі кінцеві елементи між верхніми та нижніми електродами, а не лише на перший шар кінцевих елементів під штангою. У МСЕ модулі ЄМУП в COMSOL Multiphysics® застосовується техніка переміщення сітки з використанням деформованого сіткового піддомену для забезпечення числової точності. Наступні розділи описують МСЕ комірки ЄМУП на основі параметрів, наведених у таблиці 3 розділу 2.2.

3.1.2. Аналіз резонансних частот і частотна характеристика

При розробці ЄМУП особливої уваги заслуговують власні частоти та форми мод. Резонансні (власні) частоти представляють максимальну реакцію системи і нагадують характеристики системи з мінімальним затуханням. Аналіз резонансної частоти визначає також мембранні коливальні резонанси вищого порядку, що неможливо визначити за допомогою інших типів аналізів. Перші п'ять гармонік форми та сітчаста структура ЄМУП для цього типу аналізу показані на рисунку 28. Зауважимо, що власні частоти на рисунку 28 обумовлені виключно механічними властивостями мембрани.

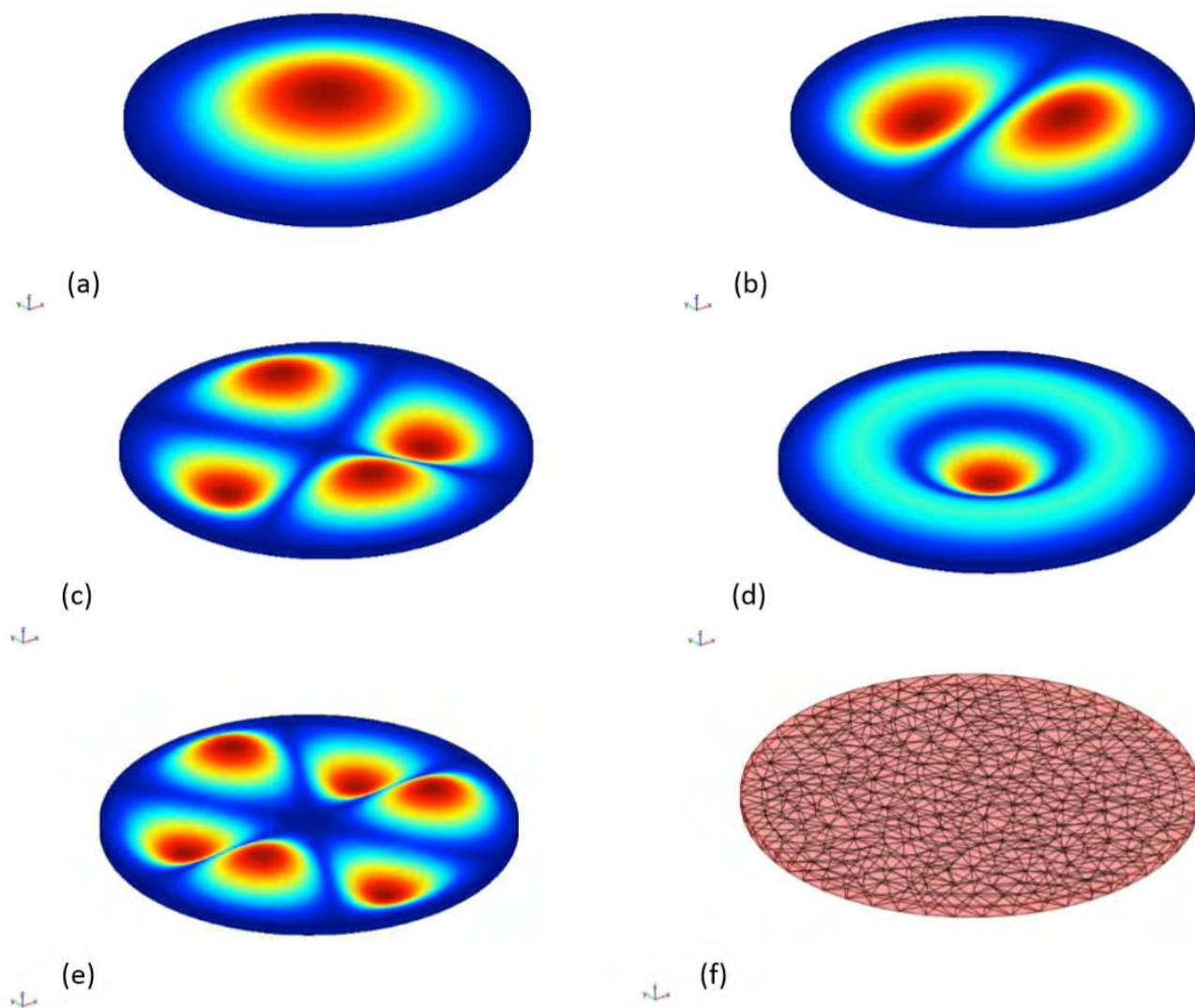


Рисунок 28. Перші п'ять резонансних частотних режимів розробленого ЄМУП (a) - (e) та сітчаста структура (f). Власні частоти (a) 5, МГц, (b) 12,22 МГц, (c) 20,07 МГц, (d) 22,79 МГц, (e) 29,68 МГц.

Кольори показують відносне переміщення, тепліші кольори показують більші переміщення. Варто зауважити, що перший резонансна частота, 5.818 МГц, майже повністю співпадає з аналітичним значенням 5.762 МГц у розділі 2.1.2. Крім того, перша гармоніка – це підходящий режим роботи ЄМУП, а інші режими частоти не потрібні для нерівномірних форм мембрани і, отже, нерівномірного випромінювання під тиском [49]. Можна додатково дослідити резонансну частоту та отримати частотну характеристику мембрани ЄМУП, як показано на рисунку 29.

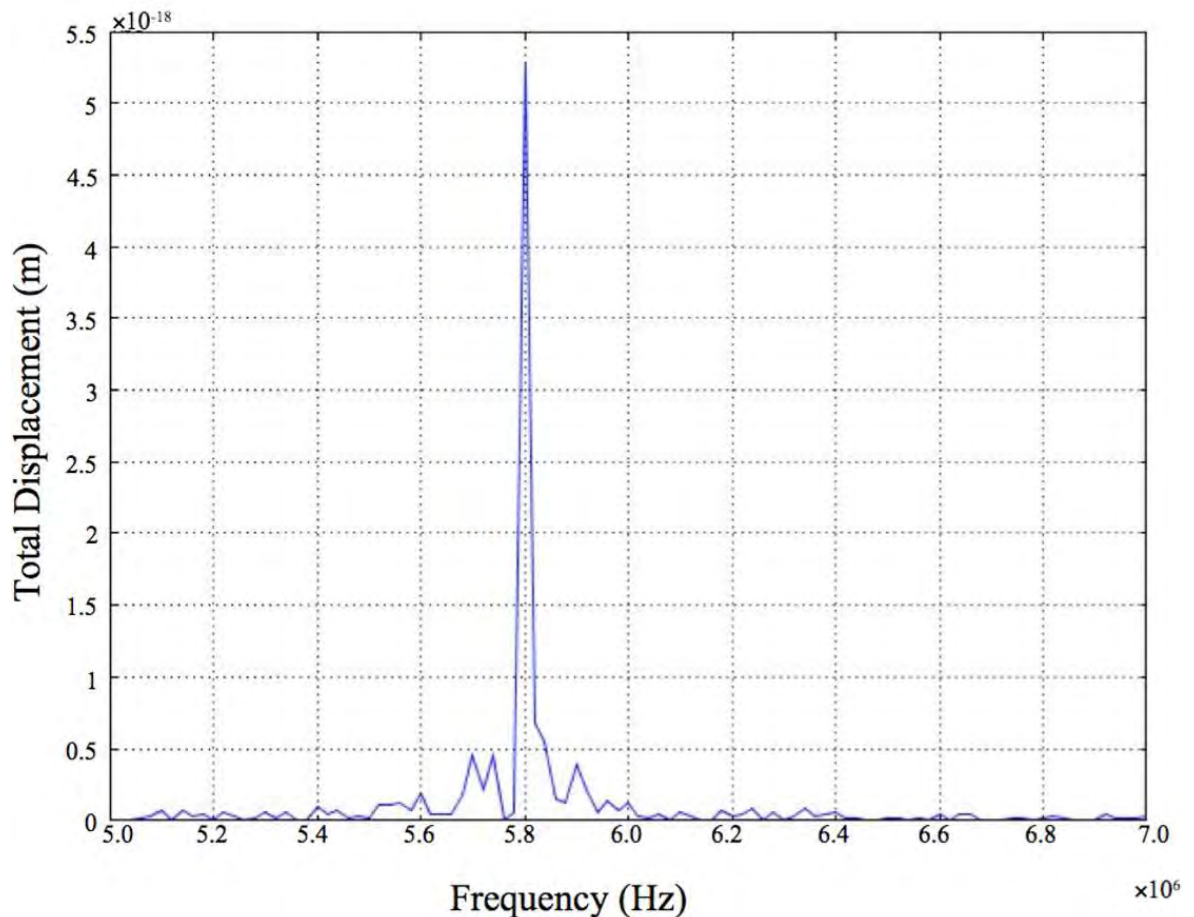


Рисунок 29. Частотна характеристика мембрани ЄМУП.

3.1.3. Параметричний аналіз

Щоб повністю охарактеризувати елемент ЄМУП, потрібно виконати параметричний аналіз методом скінченних елементів. Для того, щоб знайти такі явища, як зміщення та пружинне демпфування, та отримати коефіцієнт електромеханічного зв'язку, параметричний аналіз необхідно провести з напругою, що є змінним параметром. Параметричний аналіз - це послідовність статичних аналізів, який розраховує електричне поле всередині повітряного проміжку та структурну деформацію. Для обчислення електричного поля використовується диференціальна форма електростатичного рівняння:

$$-\nabla(\varepsilon \nabla V) = 0 \quad (36)$$

Щільність сили, яка діє на мембрану ЄМУП, є результатом тензора напруг Максвелла:

$$F_{es} = \frac{1}{2}(ED)n + (nE)D \quad (37)$$

де E – вектор напруженості електричного поля, D – вектор електричного зміщення, n – вектор нормалі до поверхні. Орієнтація цієї електростатичної сили завжди нормальна до поверхні [50]. Для вирішення фізики з'єданого поля було використано параметрично відокремлений *solver* замість нормального параметричного *solvera* з лінійною системною розв'язкою (SPOOLS). Параметричний аналіз зайняв приблизно 1 годину на ноутбучі з 2.8 ГГц 4-х ядерним процесором.

3.1.3.1. Явище втягування

Для виконання параметричного аналізу застосовується діапазон напруг і модель запускається через послідовність статичних аналізів для різних значень параметрів. Кожна послідовність проходить через певну кількість ітерацій, як показано на рисунку 26. Процес повторюється і напруга збільшується, поки мембрана не зіткнеться з шаром ізоляції. Останнє значення напруги перед розбіжністю моделювання – напруга втягування або зтискання. Було встановлено, що напруга втягування, з нашими проектними параметрами $V_{collapse} = 275V$. Можна додатково дослідити зміну ємності та переміщення до досягнення напруги втягування. На рисунку 30 показано зміщення центральної точки комірки ЄМУП, коли напруга збільшується від 5 В до напруги втягування.

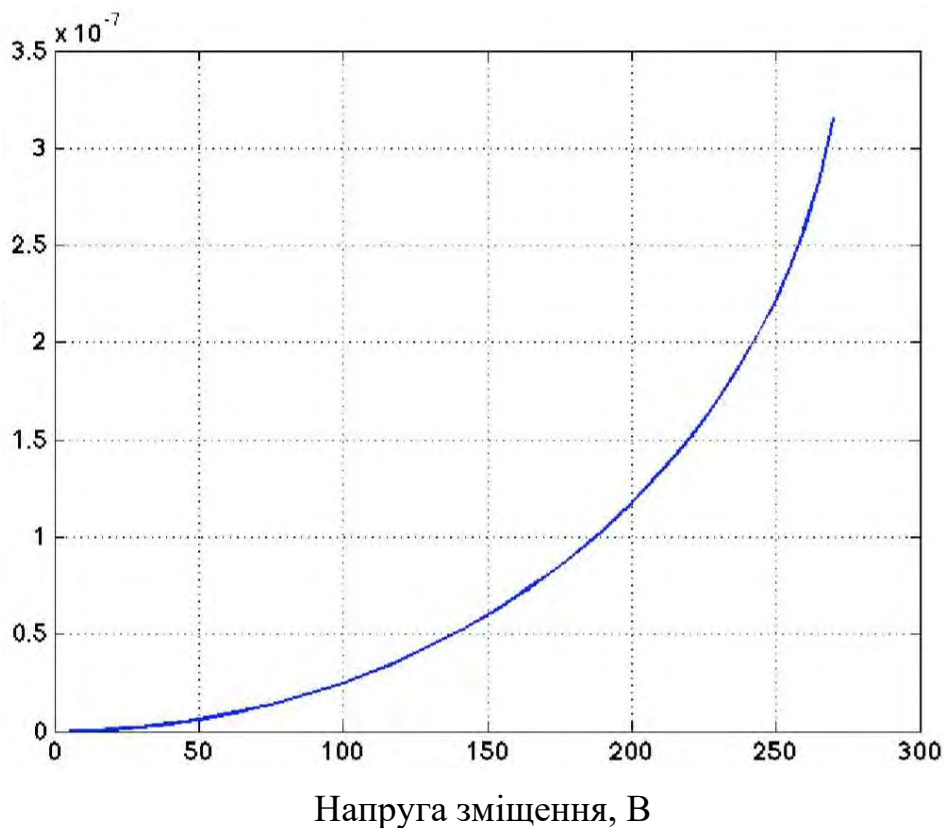


Рисунок 30. Зміщення мембрани від зміни напруги зміщення, що ілюструє явище зтискання/втягування для моделі МСЕ.

З рисунка 30 видно, що при втягуванні мембрани ЄМУП зміщення становить 0,315 мкм. Це значення перевищує третину відстані між мембранами. ЄМУП використовує розмір повітряного зазору ефективніше, ніж паралельно пластинчатий конденсатор і використовує 42% зазору повітря/вакуум до його зтиснення. Похибка між результатами аналітичного розрахунку та МСЕ переміщення при висуванні обчислюється як наступне:

$$\% \text{ Похибка} = \frac{|x_{\text{аналітичне}} - x_{\text{МСЕ}}|}{x_{\text{МСЕ}}} * 100 = 20.589\% \quad (38)$$

Причина цієї помилки пов'язана з тим, що мембрана ЄМУП не рухається як жорсткий поршень. Насправді форма мембрани вигнута без зміщення на нерухомих зовнішніх краях із великим зміщенням в центрі. На рисунку 31 показана мембрана у формі чаші ЄМУП при прикладенні різних напруг зміщення.

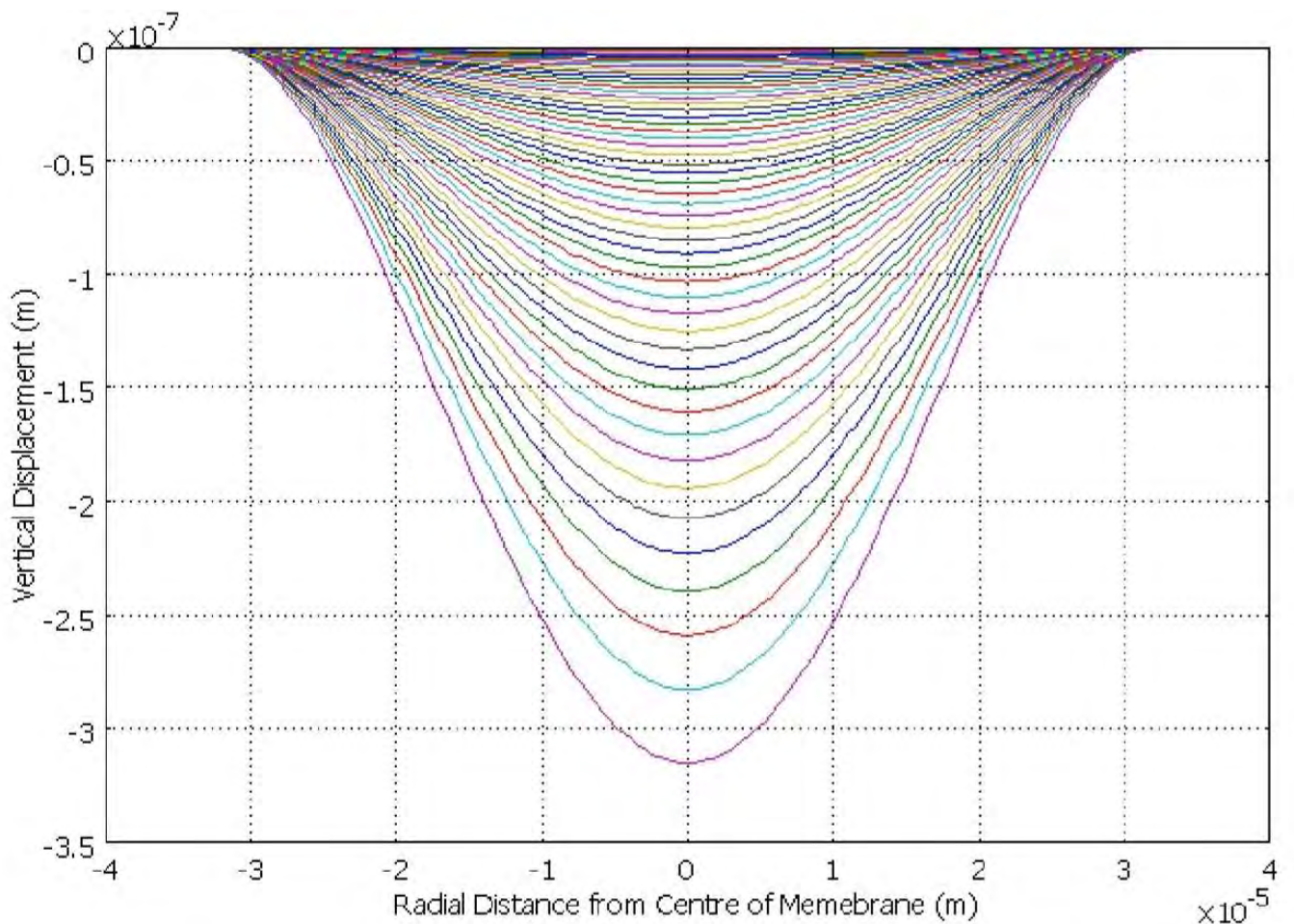


Рисунок 31. Форма мембрани при збільшенні напруг зміщення. Криві відображаються зверху вниз кроком 5В, на проміжку 80V-270 В

Великі напруги зміщення спричиняють більшу кривизну мембрани та максимальні переміщення. Такий же аналіз можна було б зробити для зміни ємності комірки ЄМУП для визначення напруги, що підключається. На малюнку 32 показано ємність комірки ЄМУП з різними напругами зміщення.

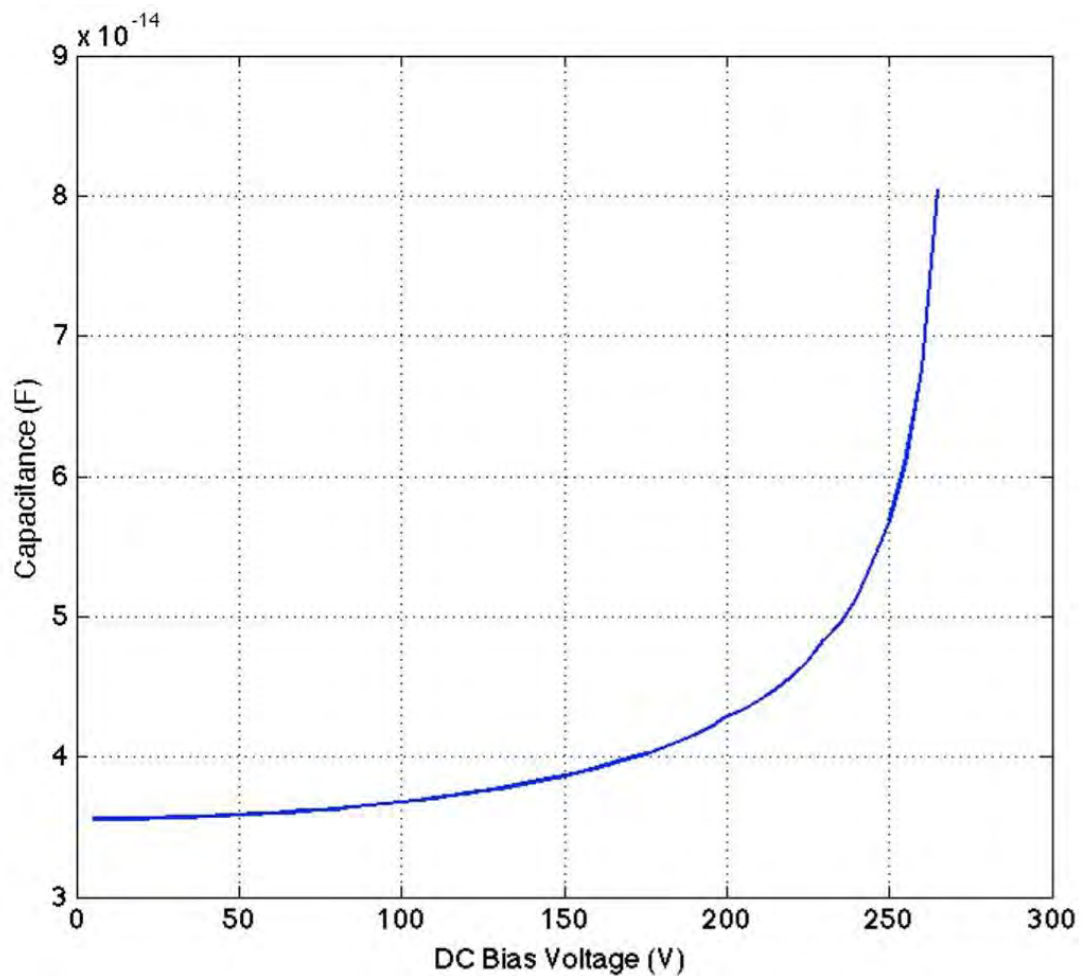


Рисунок 32. Ємність ЄМУП зі збільшенням напруги зміщення з кроком 5В від 5В до напруги зтиснення, 270В

Аналогічний аналіз похибки можна виконати для ємності в точці втягування, використовуючи рівняння 33. Для обчислення аналітичної ємності при втягуванні було використано рівняння 25 ємності з переміщенням тяги, рівним третині початкової відстані зазору. Похибка між аналітичним та МСЕ становить 29,18%, як показано нижче:

$$\% \text{ Похибка} = \frac{|C_{\text{аналітичне}} - C_{\text{МСЕ}}|}{C_{\text{МСЕ}}} * 100 = 29.176\% \quad (39)$$

3.1.3.2. Ефект пружинного демпфування

Як пояснено в розділі 2.1.3, константа пружини змінюється по мірі прикладення різних напруг зміщення. Ця зміна постійної пружини називається ефектом демпфування пружини, що пов'язано з нелінійністю електростатичної сили ЄМУП. Ефект демпфування пружини отриманий аналітично в розділі 2.1.3, і була побудована залежність константи пружини від збільшення напруги зміщення для осередку ЄМУП визначених нами розмірів. Для перевірки результатів провівся МСЕ і знайдено пружинну константу. На малюнку 33 наочно показано ефект демпфування пружини при збільшенні прикладеної напруги. Суцільні та пунктирні графіки зображують відповідно МСЕ та аналітичні пружинні константи.

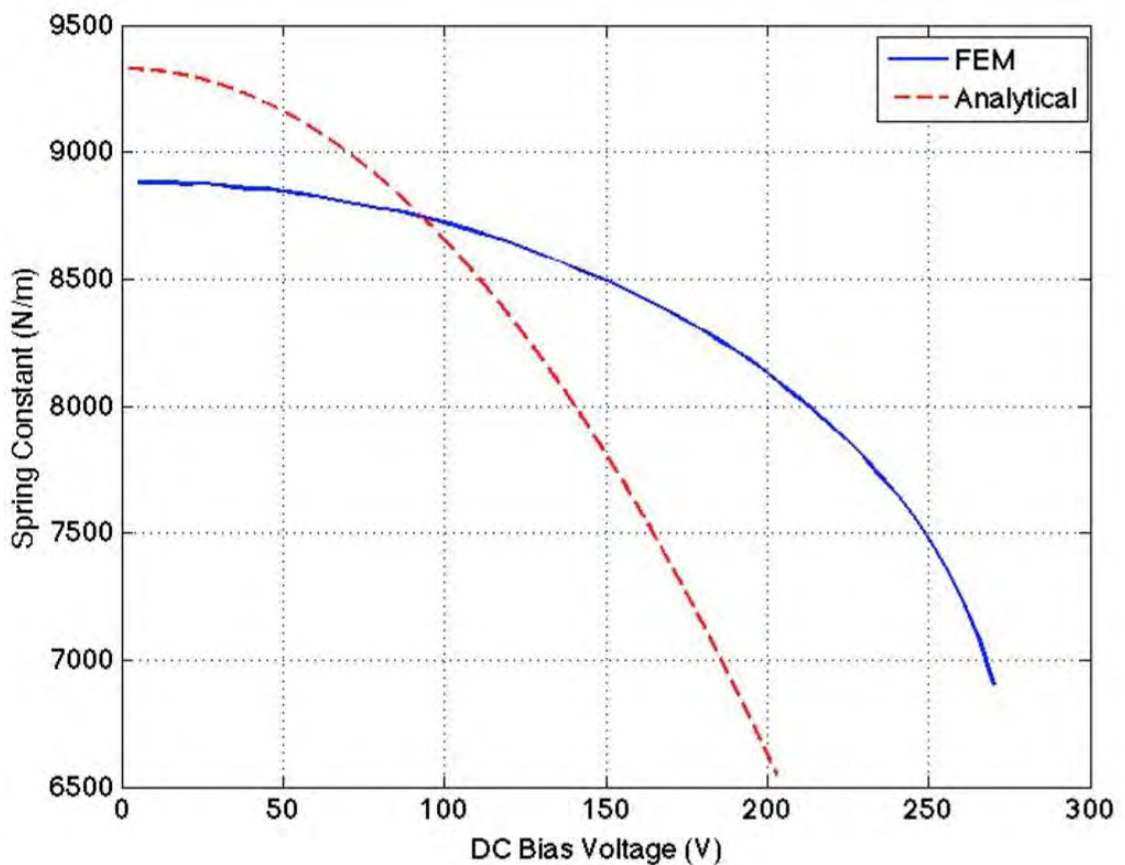
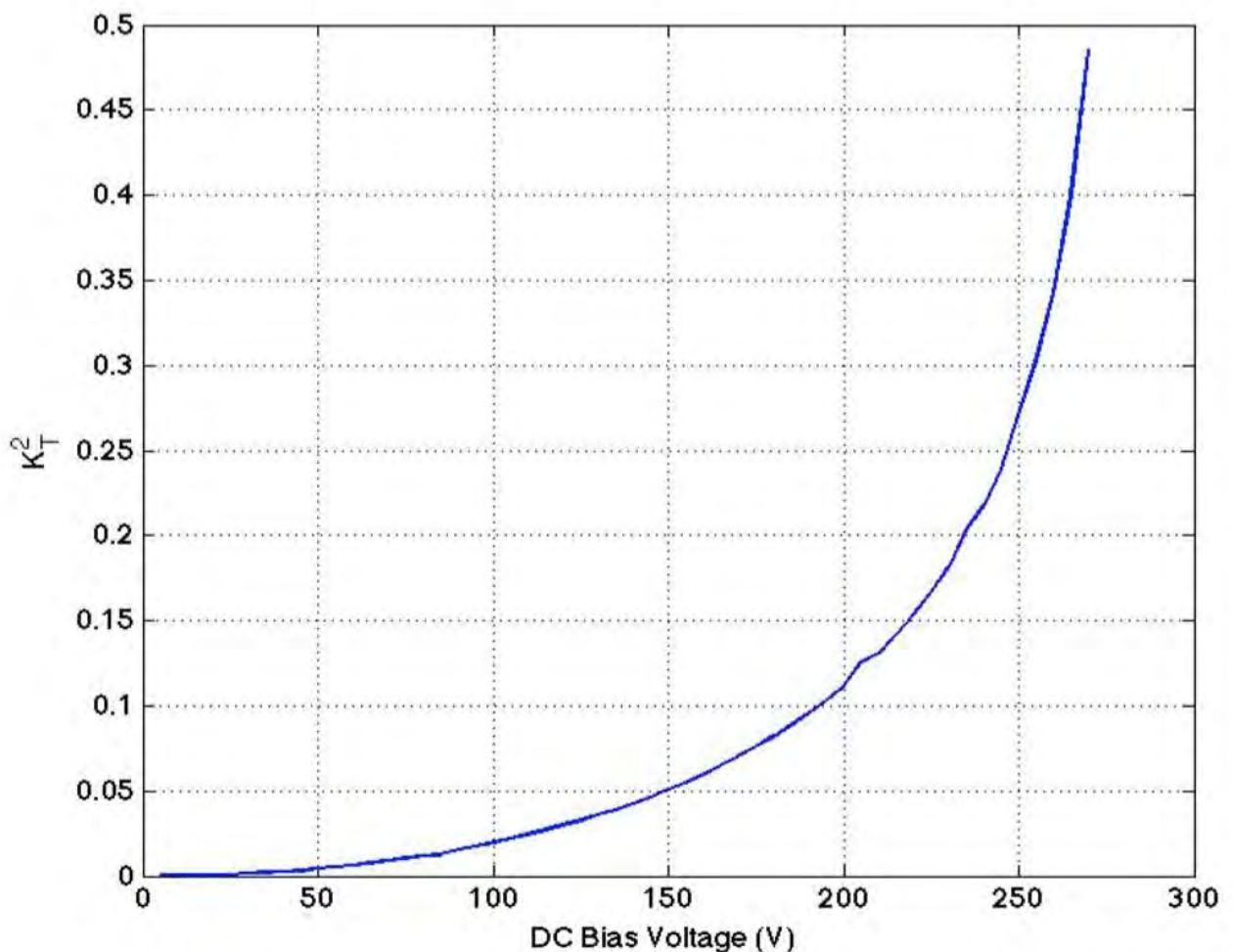


Рисунок 33. Залежність коефіцієнту пружини комірки ЄМУП від збільшення напруги зміщення, що відображає ефект демпфування пружини

3.1.3.3. Коефіцієнт електромеханічного зв'язку

Коефіцієнт електромеханічного зв'язку, k_T^2 - це відношення механічної енергії ЄМУП до загальної енергії, що зберігається в структурі ЄМУП. Цей коефіцієнт зв'язку ретельно розраховували та пояснювали в розділі 2.1.4 аналітично. Для отримання цього важливого коефіцієнта за допомогою МСЕ, за допомогою програмного забезпечення було обчислено ємність фіксованої комірки ЄМУП. Використовуючи концепції фіксованих та вільних ємностей (рівняння 25 та 26) та рівняння коефіцієнта електромеханічного зв'язку (тобто рівняння 27) можна побудувати графік залежності коефіцієнту електромеханічного зв'язку, k_T^2 , елементу ЄМУП, від збільшення напруги як показано на рисунку 34.



Рисунк 34. Залежність коефіцієнту електромеханічного зв'язку комірки ЄМУП від збільшення напруги зміщення від 5 В до напруги зтискання

Як показано на рисунку 34, чим вище напруга зміщення, тим ефективнішою буде робота ЄМУП. Це узгоджується з раніше описаними результатами [51] і зображує напругу зміщення як важливий параметр при визначенні ефективності ЄМУП.

3.2. Висновки

В цьому розділі показано результати фізичної симуляції роботи ЄМУП. Отримані дані майже повністю збігаються з результатами аналітичних розрахунків. Певна розбіжність і похибка в результатах пояснюються тим, що математична модель є трохи спрощеною для спрощення розрахунків.

Підтверджена практична можливість збудження ультразвукових коливань за допомогою ЄМУП. Також отримані результати можуть бути використані для покращення математичної моделі перетворювачі, що надасть можливість більш точно і швидко розраховувати всі необхідні параметри перетворювача.

4. ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ЄМУП

Виготовлення є важливим кроком після проектування та аналізу пристрою МЕМС. В цьому розділі описані різні методи виготовлення. Раніше для виготовлення ЄМУП використовували як поверхневу мікрообробку (процес знімання аноду методом хімічного травлення), так і об'ємну (процес склеювання кремнієвих виробів). Більш детально описано третій процес виготовлення з використанням PolyMUMP, що пояснено у розділі 4.2.

4.1. Огляд технологій виробництва ЄМУП

У цьому розділі описуються два важливі процеси виготовлення, які раніше використовувались для виготовлення ЄМУП: поверхневе мікромашинобудування (процес травлення) та об'ємне мікромашинування (процес склеювання пластин). Варто зауважити, що виготовлення ЄМУП з нашою розробленою геометрією вимагає точного вирівнювання маски (менше одного мікрона) та спеціального обладнання. Наявність обладнання в майбутньому дасть змогу наближуватись до виготовлення ЄМУП на основі кремнію.

4.1.1. Поверхнева мікрообробка

Хоча існує багато способів виготовлення елементів або масивів ЄМУП з використанням поверхневої мікрообробки, достатньо ввести лише один простий метод. Інші підходи процесу травлення описані в [16], [36], [34]. Детальний поверхневий процес виготовлення мікрообробкою показаний на рисунку 35.

Виготовлення комірок ЄМУП з точними геометричними розмірами вимагає легування кремнієвої пластини відповідними добавками для отримання високої провідності на поверхні. Ця легована поверхня буде виконувати функцію нижнього електроду ЄМУП. Шар нітриду кремнію (Si_3N_4) потім наноситься на кремнійорганічну підкладку, щоб утворити захисний шар травлення, а також шар ізоляції для захисту ЄМУП від короткого замикання при зтисканні. Оскільки

шар ізоляції вводить послідовну ємність з активною ємністю зазору, він не може бути довільної товщини. Зазвичай використовується товщина менше мікрона. Нанесення та малювання шару для травлення виконується в два етапи, щоб канал, який використовується для травлення, був тоншим, ніж розмір зазору. На першому етапі шар полі-кремнію наноситься за допомогою LPCVD. За допомогою фотолітографії ділянки зменшеної висоти каналу виділяють, як показано на рисунку 35 (а). Зауважимо, що сухе травлення використовується для повного видалення всього полікремнієвого шару у визначеній області, який врешті-решт зупиниться на шарі, що зупинить травлення (тобто Si_3N_4). Потім осаджується другий тонкий шар полікремнію (рис. 35 (b)). Товщина другого шару полікремнію - це товщина легуючого шару. Перший і другий шар полікремнію визначають висоту порожнини. Нанесення обох шарів полікремнію потребує низької температури осадження ($560\text{ }^\circ\text{C}$) для контролю над обома товщинами [16]. Другий етап фотолітографії та сухого травлення для визначення форми мембрани, каналів травлення та порожнини (рис. 35 (c)).

Наступним кроком є створення мембрани шляхом осадження нітриду кремнію за допомогою LPCVD при $785\text{ }^\circ\text{C}$ (рис. 35 (d)). Оскільки бажана плівка нітриду кремнію з низькою напруженістю, то склад газів має вирішальне значення (співвідношення дихлорсилану та аміаку 14: 1 [16]). Це не остаточна товщина мембрани, оскільки необхідно нанести ще один шар нітриду кремнію для ущільнення порожнини. Етап літографії та сухого травлення створює отвори для вивільнення через мембрану нітриду кремнію (рис. 35 (e)). Потім пластину занурюють у розчин КОН для травлення шару та звільнення мембрани. Зауважимо, що швидкість травлення полікремнію КОН залежить від температури [56]. Вибір температури залежить від розміру мембрани та порожнини. Зазвичай температура повинна перевищувати кімнатну температуру, оскільки при кімнатній температурі процес повного витравлення полікремнію займе декілька днів.

Згодом наноситься ще один шар нітриду кремнію для ущільнення порожнини та формування остаточної товщини мембрани (рис. 35 (g)). Оскільки

процес осадження проводиться в умовах низького тиску за допомогою LPCVD (при 785 °C [16]), порожнину вважають вакуум-герметичною. Верхній електрод формується розпиленням тонкого шару алюмінію або золота по всій пластині. Потім форма металічного шару формується літографією та мокрим травленням (рис. 35 (h)).

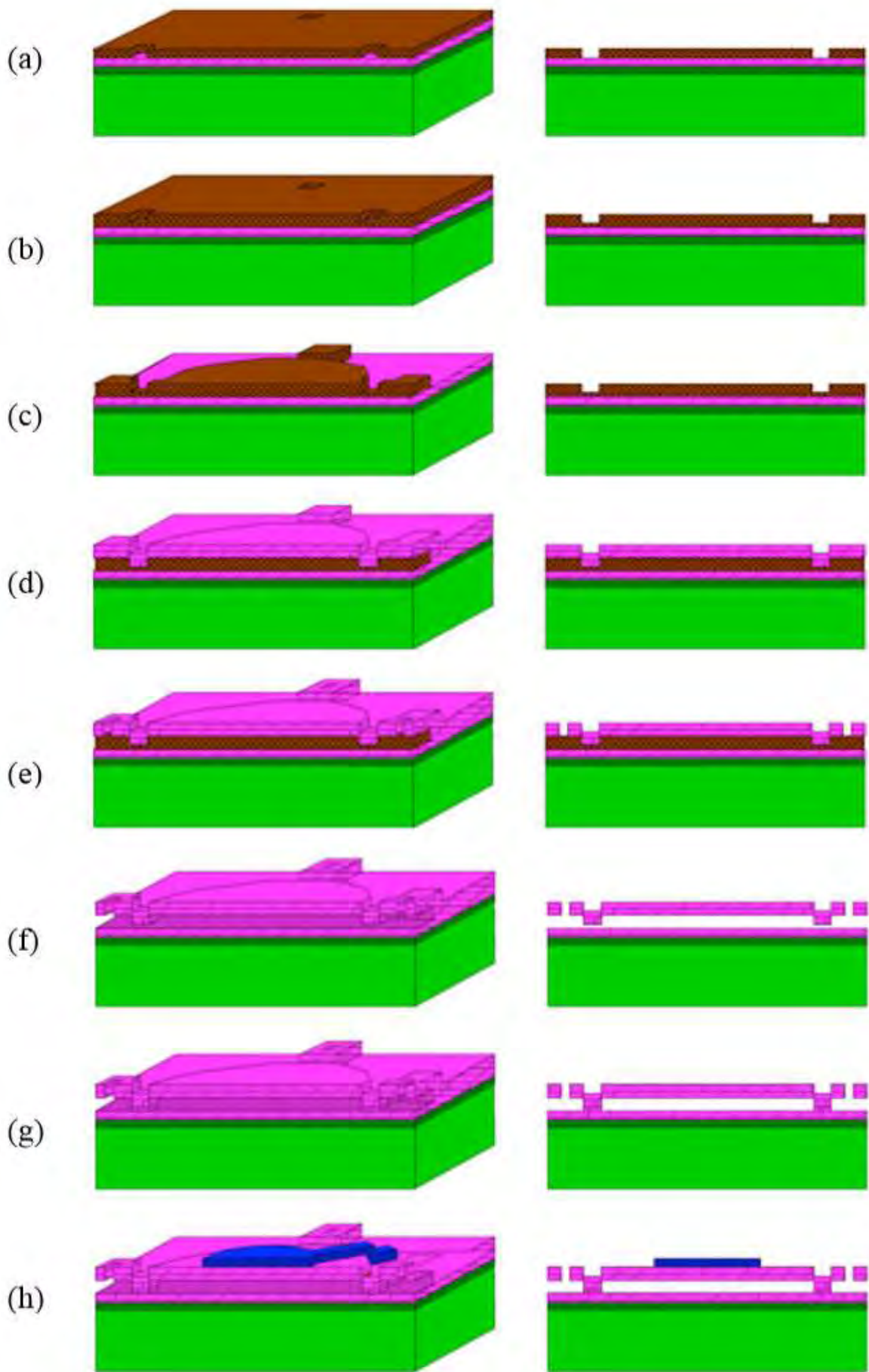


Рисунок 35. Етапи виготовлення ЄМУП

4.1.2. Об'ємна мікрообробка

Об'ємна мікрообробка – це процес виготовлення, який поки широко використовується і є старшим за процес поверхневої мікрообробки. Зв'язування пластин, що є об'ємним мікромашиновим процесом, складається з трьох прийомів: анодного скріплення, злиття та адгезійного з'єднання. Серед цих трьох методів синтез кремнію більш досконалою технікою в сучасній технології і використовується для багатьох застосувань МЕМС. ЄМУП також можна виготовити за допомогою технології з'єднання кремнію синтезом.

Для виготовлення ЄМУП із застосуванням скріплення пластин [57] потрібна первинна кремнієва пластина та пластина з кремнієвим ізолятором (SOI). Перший крок - термічне вирощування оксиду на кремнієвій пластині. Товщина теплового оксиду визначає товщину порожнини. Крок фотолітографії використовується для визначення форми порожнини. Потім оксид змочують вологим травленням, використовуючи HF або сухим травленням до кремнієвої підкладки, як показано на рисунку 36 (а). Потрібно нанести шар ізоляції, щоб уникнути короткого замикання між верхнім електродом та електропровідної підкладкою при втягуванні. Тому ще один шар діоксиду кремнію термічно вирощується (рис. 36 (b)). Зауважте, що термічне оксидування є добре контрольованим процесом, і таким чином глибину порожнини можна точно контролювати. Після другого оксидного шару пластини SOI підводять до основної пластини (рис. 36 (c)). Як тільки дві пластини наближаються, утворюються сили Ван-дер-Вальса і слабкі водневі зв'язки. Для отримання міцного ковалентного зв'язку пластини випалюють при температурі 1100° С. Після відпалу товщина кремнієвої пластини SOI зменшується до 50 мкм -100 мкм після шліфування. Кремній видаляють вологим травленням, використовуючи КОН або ТМАН. Наступним етапом є видалення покритого оксиду за допомогою фтористоводневої кислоти, яка зупиняється на мембрані кремнію (рис. 35 (d)). Врешті-решт, верхні електроди розпилюються та формуються за допомогою

фотолітографії та мокрого травлення (рис. 29 (e)). Останнім кроком є визначення елементів шляхом травлення ізоляції канав, як показано на рисунку 36 (f) [58].

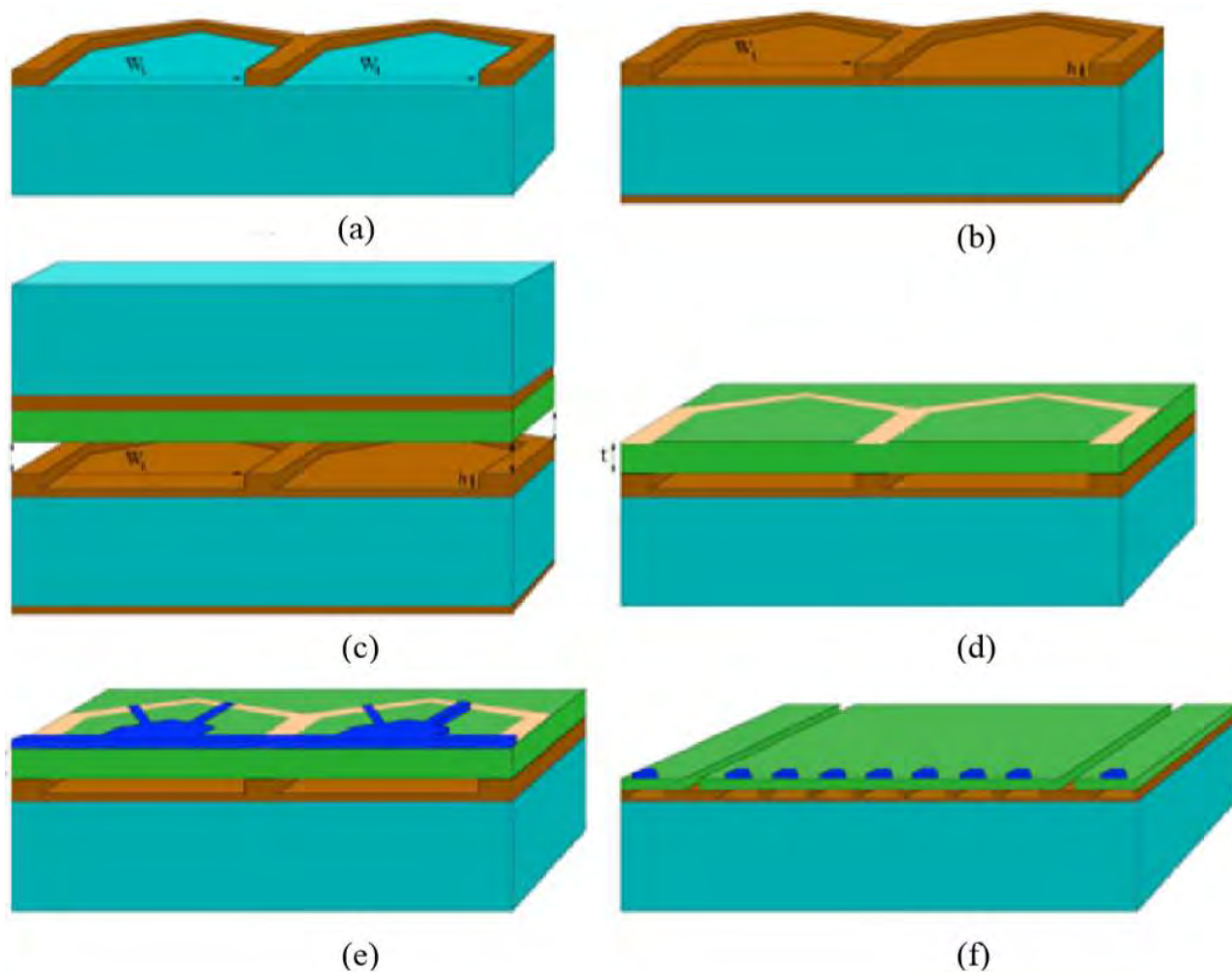


Рисунок 36. Етапи виготовлення ЄМУП методом об'ємної мікрообробки.

4.1.3. Виробництво за PolyMUMPs технологією

Найсучаснішою технологією виробництва ЄМУП є PolyMUMPs. PolyMUMPs – це тришаровий процес мікрообробки на основі полікремнієвої поверхні та є точною і налагодженою технологією виробництва інтегральних схем. Ще однією перевагою процесу PolyMUMPs є те, що він сумісний з масовим виробництвом, що дозволяє дизайну легко переноситися від експериментального до комерційного виготовлення в майбутньому. Процес PolyMUMPs складається з семи шарів: 1 шар нітриду, 3 шари полікремнію, 2 шари оксиду та шар металу. Нітридний шар використовується для ізоляції і має фіксовану товщину 0,6 мкм. Два оксидні шари використовуються як шари для травлення і мають товщину 2

мкм і 0,75 мкм. Три полікремнієві шари використовуються як структурні шари і мають товщину 0,5 мкм, 2 мкм і 1,5 мкм. Металевий шар є останнім шаром і використовується як металеві контакти структури МЕМС, і має товщину 0,5 мкм. Рисунок 37 ілюструє вигляд поперечного перерізу шарів PolyMUMPs та їх товщини.

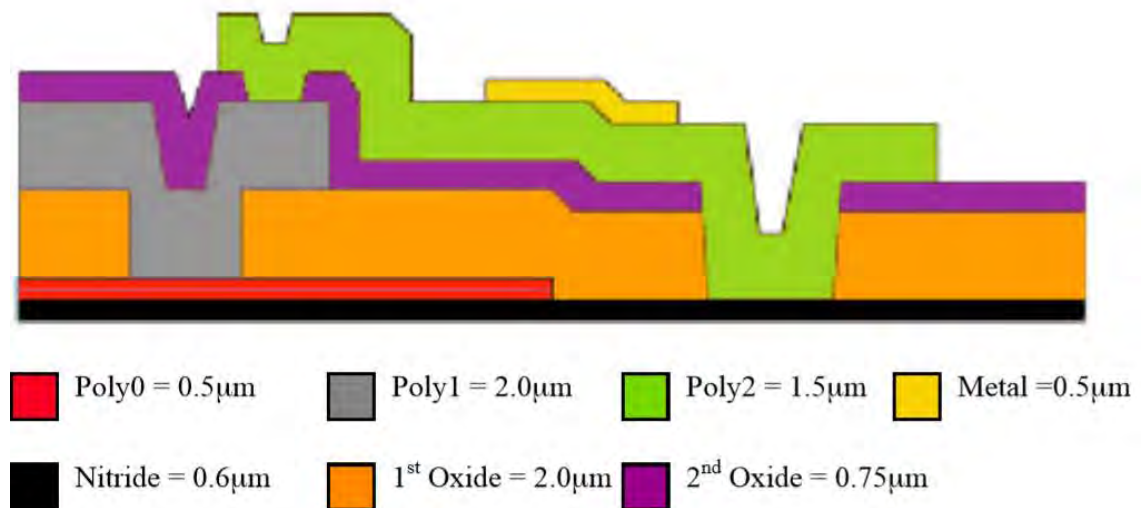


Рисунок 37. Вигляд поперечного перерізу шарів PolyMUMPs та їх товщини.

Існує п'ять різних підходів до виготовлення ЄМУП в PolyMUMPs. Однак лише два з цих підходів відповідають вимогам щодо проектування ЄМУП за розрахованими в розділі 2.1. розмірами. Перший підхід починається з використання сильно р-легованої підкладки n-типу. Нітрид кремнію осаджується для формування шару зупинки травлення по всій підкладці, як показано на рисунку 38 (а). Шар полі-кремнію (Poly0) наноситься і формується за допомогою фотолітографії для створення нижніх електродів, місць розташування ЄМУП та з'єднувальних доріжок (рис. 31 (б)). Далі слід осадити шар діоксиду кремнію (Oxide2), який буде використовуватися в якості шару для травлення. Потім оксидний шар формується фотолітографією і RIE витравлюється для формування порожнини (рис. 38 (с)). Для створення мембрани на оксидний шар наноситься інший шар полі-кремнію (Poly2). Цей шар утворює мембрану ЄМУП та верхній електрод (рис. 38 (d)). Заключний крок – звільнення мембрани шляхом

видалення шару для травлення. Тому на полі-кремнієвій мембрані були створені отвори для випуску за допомогою фотолітографії та етапу травлення. Оксидний шар видаляється через отвори для вивільнення, і мембрана вивільняється шляхом виведення матриці у ВЧ ванну приблизно на 2 хвилини (рис. 38 (d)). Спрощений процес виготовлення показаний на рисунку 38.

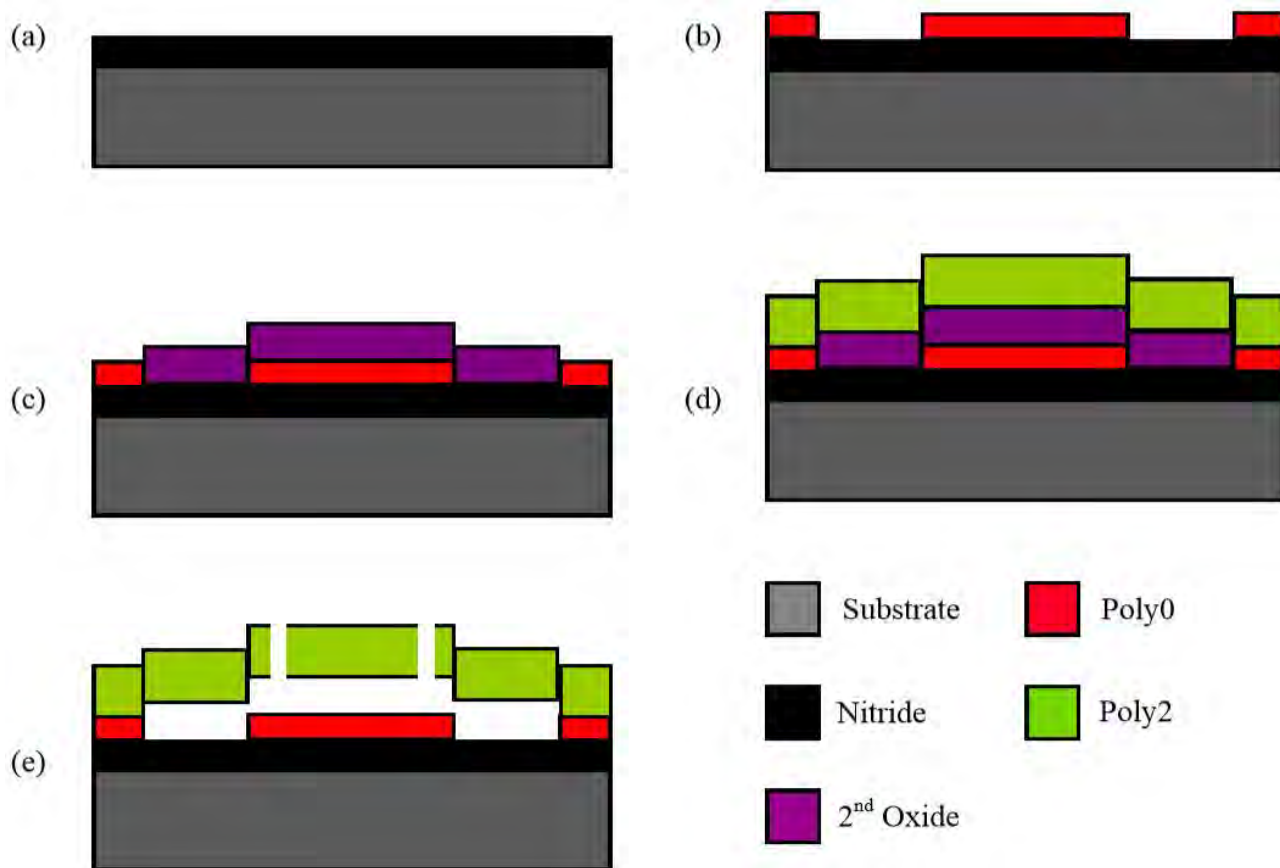


Рисунок 38. Вигляд поперечного перерізу комірки ЄМУП, що ілюструє процес виготовлення PolyMUMP, (a) осадження нітриду кремнію на легованій підкладці, (b) осадження шару полікремнію та фотолітографії з формою для використання в якості нижнього електрода та опор мембрани, (c) осадження оксидного шару як шару для травлення, (d) осадження та фотолітографія з рисунком полікремнієвого шару як верхньої мембрани; (e) створення травних отворів та звільнення мембрани шляхом видалення оксидного шару.

Повний і детальний процес виготовлення загальних структур МЕМС описаний у “Посібнику з проектування PolyMUMPs” [35], який доступний у мережі Інтернет. Зверніть увагу, що жоден метал не осідає на верхній мембрані, оскільки осадження металів змінило б резонансну частоту та напругу втягування

ЄМУП, зробивши його мембрану більш товстою та важкою. Крім того, полікремній є достатньо провідним для того, щоб функціонувати як електрод. У цій конструкції верхня полісиліконова мембрана має товщину 1,5 мкм, а порожнина - 0,75 мкм. Ці значення відповідають третьому ряду таблиці 1.

Другий новий підхід до виготовлення ЄМУП в PolyMUMP використовує аналогічний процес з тією різницею, що він використовує підкладку як нижній електрод замість полі-кремнію. Для цього невелика площа осажденного нітридного шару порушується в куті штамп, щоб дістатися до субстрату. Потім ділянка, що порушується, використовується як накладка для з'єднання, і підкладка заземлюється через неї. Решта процесу полягає в нанесенні та викрійці полісиліконового шару (тобто Poly0) як мембранні пости, оксидний шар (тобто оксид2) як жертвний шар і шар полікремнію (тобто Poly2) як верхній електрод і мембрана ЄМУП. Останнім кроком є створення отворів на мембрані для видалення жертвового шару і звільнення мембрани. Спрощений процес виготовлення цього підходу показаний на рисунку 39.

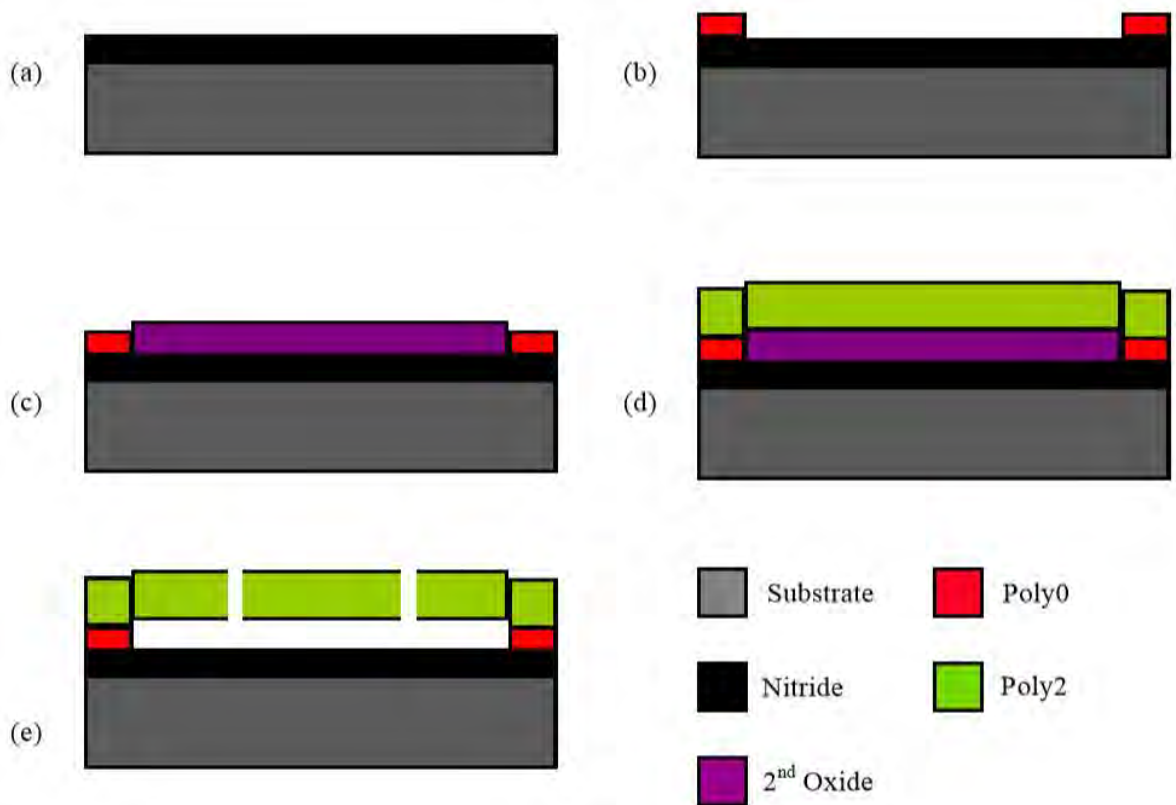


Рисунок 39. Вигляд поперечного перерізу спрощеного процесу виготовлення PolyMUMPs, (а) осадження нітриду кремнію як ізоляції на легованій підкладці, (б) осадження полікремнієвого шару та фотолітографії з малюнком для використання в якості мембранних опор, (с) осадження оксидного шару як шару для травлення, (г) осадження та фотолітографія з малюнком полікремнієвого шару як верхньої мембрани; (е) створення травних отворів та звільнення мембрани шляхом травлення оксидного шару за допомогою HF.

Перевагою цієї конструкції є наявність ізоляційного шару між верхнім і нижнім електродом. Таким чином, можна безпечно керувати ЄМУП, напругами, близькими до напруг їх зтиснення, не турбуючись про коротке замикання. Зауважимо, що в обох згаданих конструкціях присутній вплив залишкової механічної напруженості на мембрану. Залишкова напруженість змінює добротність ЄМУП. Висока залишкова напруженість збільшує, а низька залишкова напруженість зменшує резонансну частоту мембрани ЄМУП.

5. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

Для того, щоб перевірити теоретичні розрахунки і результати моделювання ЄМУП був створений простотип перетворювача на ємнісному ефекті. Оскільки досягти мікрометрових масштабів не є можливим за наявних технологічних і фінансових можливостей, було прийнято рішення про виготовлення перетворювача сантиметрових масштабів і відповідно з низькою резонансною частотою. Виходячи із можливих досяжних розмірів при виготовленні такого перетворювача – товщини і площі мембрани, матеріалів та інших параметрів, важливих для ЄМУП, амплітуда механічних коливань виявилась надто низькою, щоб її можна було виявити наявним обладнанням. Для того, щоб підсилити механічні коливання було прийнято рішення про розрахунок і створення концентричного фокуруючого перетворювача, що дасть змогу скласти та підсилити ультразвукові коливання в одній точці простору, отже збільшити їх амплітуду і акустичний тиск.

Враховуючи попередньо описані обмеження і особливості конструкції перетворювача, було створено функціональну схему установки для тестування, за якою і відбувалась робота (рисунок 40).

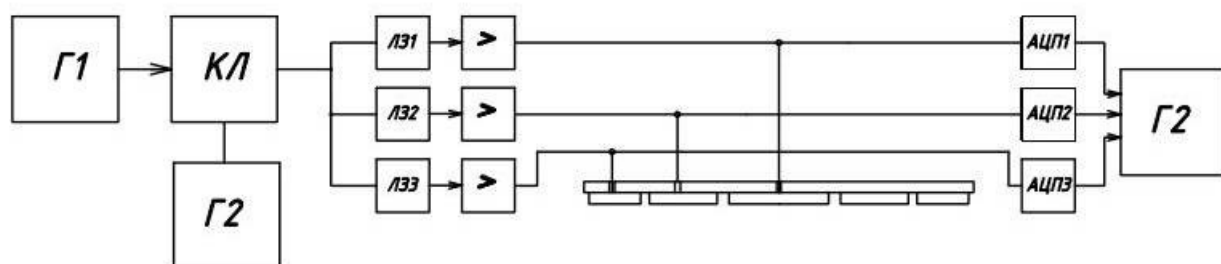


Рисунок 40. Функціональна схема збудження коливань.

Збудження коливань відбувалось за допомогою радіоімпульсів, частотою 50 Гц. Лінії затримки реалізовані програмно на мікроконтролері АТМega32U4.

Перетворювач має основу – нерухомий електрод 1, що закріплений на товстій пластині з текстоліту. Рухомі під дією електричного поля пластини 2, 3, 4 відділені від електроду 1 тонким шаром ізолятора, який забезпечує фіксовану відстань між цими пластинами і загальним електродом рівну 0,1 мм. Геометричні

розміри пластин були розраховані, виходячи із фокусної відстані в 5 см, і резонансної частоти коливань 50 Гц. Схематично конструкція перетворювача показана на рисунку 41. Виготовлений перетворювач розрахований на максимальну різницю потенціалів між електродами в 170 В.

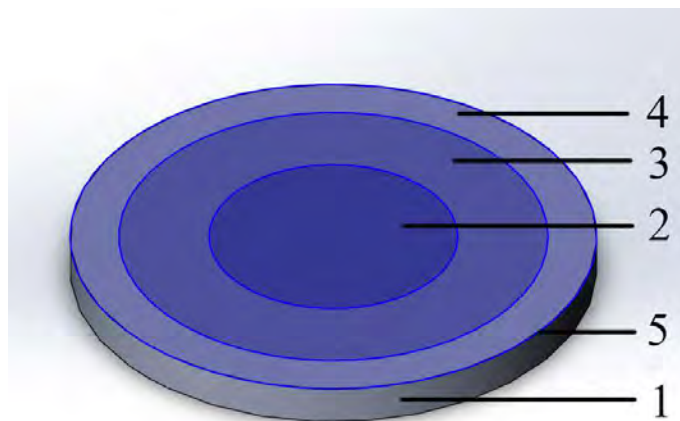


Рисунок 41. Схематичний вигляд виготовленого ємнісного перетворювача.

На рисунку 42 зображено вигляд виготовленого ємнісного фокусуєчого перетворювача.

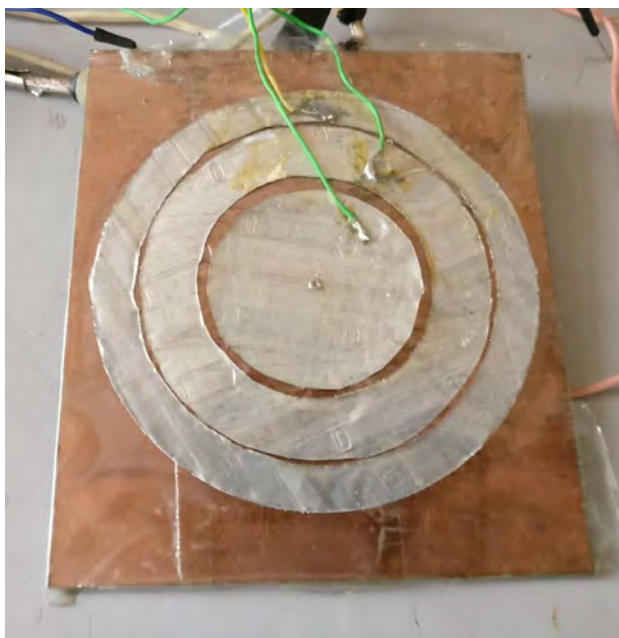


Рисунок 42. Виготовлений ємнісний фокусуєчий перетворювач.

Проведені досліді підтвердили працездатність запропонованого перетворювача в цілому і ефективність фокусування зокрема, так як ми отримали

чіткий сигнал, хоча, звісно, його амплітуда приблизно в 100 разів нижча, ніж у звичайного п'єзоперетворювача.

Перевагою експериментального перетворювача є простота його виготовлення в умовах відсутності високоточного обладнання. Недоліком нашого перетворювача є те, що при його виготовленні було неможливо точно витримати відстань між його пластинами. Також проблемою виявилась велика товщина верхнього електрода, що одночасно був і мембраною. Ці недоліки значною мірою вплинули на характеристики перетворювача - резонансну частоту і інтенсивність коливань.

Тим не менш, в результаті експериментів підтвердилась працездатність теорії збудження механічних коливань ємнісним перетворювачем. Також є широкі можливості щодо покращення характеристик перетворювача шляхом підбору інших матеріалів і переходу на інший спосіб виготовлення, так як ручне виготовлення є дуже неточним.

6. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ «ПОРТАТИВНИЙ ПРИЛАД ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ТОМОГРАФІЇ»

6.1. Опис ідеї проекту

Стартап проект базується на ідеї портативного ультразвукового приладу для томографії, в основною особливістю якого є конденсаторний ультразвуковий перетворювач. Запропонований пристрій відрізняється від існуючих аналогічних рішень технологією збудження і прийому ультразвукових коливань. Ця особливість дозволяє значно зменшити габаритні розміри приладу і його ціну. Інтеграція із додатком для планшету дозволяє значно знизити поріг користування приладом і спростити аналіз отриманих даних лікарем.

В даному розділі буде проведено аналіз стартап-проекту який має на меті визначити чи зможе наш продукт вийти на ринок і бути конкурентним з продуктами які вже зайняли на ньому своє місце.

Таблиця 4. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Портативний прилад для ультразвукової томографії, що базується на новому типові перетворювачів.	1. Як діагностичний пристрій в каретах швидкої допомоги	Малі розміри і портативність
	2. Як діагностичний пристрій в домашніх умовах	Простота використання і обмін даними з лікарем
	3. Як звичайний ультразвуковий пристрій	Відносно низька вартість

Проведемо аналіз потенційних техніко-економічних переваг порівняно з пропозиціями конкурентів:

– визначимо перелік техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;

– визначаємо коло конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-аналогів, або товарів-замінників, що вже існують на ринку, та проводимо збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку.

Порівнюємо параметри системи з аналогами, що наявні на ринку, визначимо переваги та недоліки даних систем.

Конкуренти:

Конкурент 1 – Ультразвукова система SonoScape E2

Конкурент 2 – Ультразвуковий томограф Medison SonoAce R3

Конкурент 3 - Ультразвуковий томограф Philips iE33

Таблиця 5. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Конкурент1	Конкурент2	Конкурент3			
1.	Вартість, грн	90000	900000	550000	600000			+
2.	Базовий функціонал	+	+	+	+		+	
3.	Можливість передачі даних	+	+	-	+		+	
4.	Роздільна здатність	0,2 мм	0,1 мм	0,2 мм	0,2 мм			+
5.	Широкий діапазон застосувань	+	+	+/-	+		+	

З таблиці явно видно, що запропонований прилад не тільки не поступається аналогам але і перевершує їх за такими параметрами як ціна і роздільна здатність.

6.2. Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу проведемо аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею створення проекту.

П'єзоелектричні перетворювачі – достатньо глибоко досліджена технологія, і існує досить велика кількість компаній, які їх виробляють. Але через складність технології виготовлення та великий відсоток браку ціна на них дуже висока – від 900 доларів за одну матрицю. Тому при необхідності існує можливість замовити такі перетворювачі у виробників.

Ємнісні перетворювачі виробляються за зовсім іншою технологією, схожою до тієї, за якою виробляються інтегральні мікросхеми і значної модифікації виробництва не потрібно взагалі. Тому виробничі процеси дуже добре

налагоджені і відсоток браку порівняно із п'єзо технологією значно нижче. Також існує дуже велика кількість виробників, готових виробляти такі перетворювачі. Ціна на них при виробництві партіями від 500 штук буде складати 40 долларів.

Таблиця 6. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Портативний прилад для ультразвукової томографії	Замовлення п'єзоелектричного перетворювача	Наявна у виробника ультразвукових датчиків	Недоступна
		Виготовлення емнісного ультразвукового перетворювача за технологією MEMS	Наявна	Доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: Було обрано MEMS технологію виготовлення перетворювача через унікальність характеристик і її вартість. Також у майбутньому вона забезпечить більш гнучкі можливості щодо покращення характеристик приладу.				

Результати технологічного аналізу проекту показують, що за наявних технологій на ринку можна реалізувати всі особливості приладу, в при тому за менші кошти ніж ті, що вимагаються для аналогів.

6.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап проекту

В даному підрозділі визначаємо ринкові можливості, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкові загрози, які можуть перешкодити його реалізації.

Визначення ринкових можливостей дозволяє спланувати напрям розвитку, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

Спочатку проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (таблиця 7).

У світі існує досить багато дрібних компаній, що виробляють ультразвукові медичні прилади, але скільки-небудь значний вплив на ринок мають лише 5 із них: Philips, GE, Siemens, SonoScape, Medison та Hitachi.

За даними міжнародного технічного журналу MedLab щорічний всесвітній об'єм ринку медичних ультразвукових приладів становить близько 5 млрд доларів США, тобто близько 120 млрд грн. і попит на такі прилади зростає щорічно на 12-15%.

Таблиця 7. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	5
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	Близько 120 млрд грн
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Без обмежень
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Наявність сертифікату про перевірку, допуск до використання як медичного приладу, дозвіл на використання в медичних закладах
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	85

Ринок медичних приладів України відносно невеликий, тому орієнтація відбувається на міжнародний ринок, що може викликати труднощі із отримання значної кількості сертифікатів відповідності у кожній країні збуту.

Таблиця 8. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
	Потреба в недорогому мобільному ультразвуковому сканері	Районні лікарні, приватні лікарі, відділення швидкої допомоги, приватні господарства.	Використання приладів для медичної діагностики не в лікарнях, а за їх межами	Надійність, малі розміри, тривалий час роботи від акумулятора

При застосуванні даної технології існують певні загрози. (таблиця 9). Для попередження таких ситуацій необхідно якісне обладнання, а також працювати з такими програмами повинні висококваліфіковані фахівці. Також, повинно бути надане своєчасне технічне обслуговування даного продукту. Та закріплення фонду компанії в стабільній валюті. Даний проект матиме меншу вартість у порівнянні з аналогами, тому це буде сприяти швидкому введенні на ринок.

Таблиця 9. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Клієнтська база	Ринок неруйнівного контролю дуже консервативний, тому швидко набрати клієнтську базу може бути складно	Проведення семінарів серед лікарів в рекламних цілях, публікації статей у фахових журналах
2	Необхідність сертифікації	Всі прилади контролю мають проходити обов'язкову сертифікацію	Підготовка всіх документів на сертифікацію

В таблиці 9 ми визначили фактори загроз які перешкоджають ринковому впровадженню нашого проекту, а також можливу реакцію на фактор щоб звести до мінімуму його вплив.

Але поряд із колом загроз існують і певні можливості.

Таблиця 10. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Відсутність даного типу технології	На даний момент на ринку відсутні системи ультразвукової медичної діагностики, які базуються на тих же явищах.	Акцентування уваги клієнтів на наявності відмінності системи від існуючих та пов'язані з цим переваги
2.	Технічні конференції, виставки, семінари	Можливість представляти систему контролю шляхом написання оглядових праць в профільні видання	Написання оглядових статей в журнали, тематика яких зав'язана на неруйнівному контролі
3.	Сигнали, прийняті в процесі контролю	Заздалегідь знати певні параметри сигналів, які надходять на приймач, і в подальшому піддаються обробці не завжди є можливим	В основі даної системи лежить інформаційна технологія, яка базується на методах обробки сигналу, які не потребують знання апріорної інформації про сигнал носій, що є перевагою над аналогічними проектами конкурентів

Надалі проводиться аналіз пропозиції: визначаються загальні риси конкуренції на ринку (табл.11)

Таблиця 11. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Олігополія	Є декілька (5) компаній, які разом займають 85% ринку.	Проведення масштабної рекламної компанії
2. Міжнародний	Конкуренція частіше спостерігається на міжнародному ринку, тому що компанії інтернаціональні, і працювати тільки на внутрішній ринок не вигідно через його розміри.	Представлення нового типу продукції
3. внутрішньогалузева	Конкуренція є тільки між представниками галузі неруйнівного контролю	Акцентування уваги клієнтів на універсальності системи
4. Конкуренція за видами то- варів: - товарно-родова	Конкуренція існує в межах кожного окремого методу контролю (ультразвуковий, вихрострумний тощо)	Поєднання декількох методів діагностики в одній комплексній системі.
5. За характером конкурент- них переваг - цінова	Основним критерієм, який визначає системи контролю, які відносяться до однієї галузі є ціна	Застосування нових методів обробки сигналів для збільшення достовірності контролю
6. За інтенсивністю не марочна	Важливими є характеристики продукту, а не конкретний виробник	Покращення характеристик системи.

З наведеної вище таблиці можна судити, що ситуація на ринку характеризується вільною конкуренцією в локальних масштабах, тому немає факторів, які однозначно обмежують входження на ринок.

Після аналізу конкуренції проведено більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі(за моделлю М.Портера)(табл.12).

Таблиця 12. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Навести перелік прямих конкурентів	Визначити бар'єри входження в ринок	Визначити фактори сили постачальників	Визначити фактори сили споживачів	Фактори загроз з боку замінників
Висновки: Низька ціна дає можливість виходу на ринок	Philips, Siemens, GE	Незважаючи на те, що на ринку є компанії з досвідом, проект має можливість успішного виходу на ринок	Зважаючи на те, що ринок неруйнівною контролю – це досить вузька галузь, постачальники не мають великого впливу	Клієнти висувають вимоги щодо достовірності систем неруйнівного контролю	Широкий функціонал товарів-замінників

Проаналізувавши таблицю 11 робимо висновок що з огляду на конкурентну ситуацію на ринку можливість роботи на ринку присутня. Також 71 ми визначили які характеристики повинен мати проект і які дії має проводити компанія, щоб бути конкурентоспроможною на ринку.

Після всіх аналізів визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Поки проект не впроваджено в життя, це важко зробити точно, можна дати лише попередню оцінку конкурентоспроможності. На основі аналізу конкуренції, проведеного в п. 3 (табл. 11), а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 5), вимог споживачів до товару (табл. 5.5) та факторів маркетингового середовища (табл. №№ 9-10) визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється за таблицею 13.

Таблиця 13. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1.	Новизна приладу	Товар не має прямих аналогів на ринку
2.	Універсальність	Запропонована система придатна для діагностики широкого спектру захворювань
3.	Компактність	Малі розміри роблять зручним його транспортування
4.	Простота використання	Простий інтерфейс і інтеграція із планшетом значно спрощують використання приладу

За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 13) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 14).

Таблиця 14. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «назва проекту»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бал и 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Новизна приладу	20						+	
2	Універсальність	18			+				
3	Компактність	20							+
4	Простота використання	16						+	

Таблиця 15. SWOT- аналіз стартап-проекту

<p>Сильні сторони:</p> <ol style="list-style-type: none"> Новизна продукції, універсальність, компактність, простота 	<p>Слабкі сторони:</p> <ol style="list-style-type: none"> Продукт ще не зарекомендував себе на ринку Мале поширення технології і як наслідок недовіра до неї
<p>Можливості:</p> <ol style="list-style-type: none"> Закріпитись на ринку товарів та послуг Конкурентоспроможність Розширення ринку за рахунок іноземних замовників Вдосконалення продукту через впровадження нових технологій 	<p>Загрози:</p> <ol style="list-style-type: none"> Відсутність клієнтської бази Зменшення продажів через несвоєчасне виконання замовлень Політичні та економічні ризики ведення бізнесу

В таблиці 15 проводимо перелік сильних та слабких сторін проект. А також ринкових загроз та ринкових можливостей який складаємо на основі факторів загроз і можливостей який ми склали раніше. Ринкові загрози та можливості на відміну від факторів ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення.

На основі SWOT-аналізу розробляємо альтернативи ринкової поведінки для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок.

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів.

Розробимо альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок. Та проаналізуємо визначені альтернативи з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 16).

Таблиця 16. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Розроблення програмного забезпечення для систем медичної діагностики	Висока	3-5 місяців

6.4. Розроблення ринкової стратегії продукту

Здійснимо опис цільових груп потенційних споживачів.

Таблиця 17. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
	З обмеженою кількістю коштів, потребами пересування	Продукт затребований	80%	35-40%	Треба пройти багато ступенів ліцензування
Які цільові групи обрано: Лікарні, пересувні діагностичні кабінети, домашні господарства					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів ми обрали цільові групи, для яких будемо пропонувати свою ультразвукову систему для медичної діагностики та визначили стратегію охоплення ринку: стратегію зростання маркетингу.

Для роботи в обраному сегменті ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку.

Таблиця 18. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
	Удосконалення	Диференціальний маркетинг	Якість, простота, ціна, габарити	

Таблиця 19. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
	Ні	Так	Розмір, вага	Зайняття конкурентної ніші

В таблиці 19 проводимо аналіз того як будемо поводити себе в конкурентній боротьбі і в залежності від прийнятих нами рішень обираємо стратегію конкурентної поведінки.

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту, а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку та стратегії конкурентної поведінки розробимо стратегію позиціонування (табл. 20). що полягає у формуванні ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 202. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
	Ціна, простота, надійність	Стратегія диференціації	Ціна, якість, мобільність	Позиціонування «ціна-якість», простота, мобільність

6.5. Розроблення маркетингової програми стартап проекту

Таблиця 213. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
	Ціна	Має низьку вартість через особливу технологію	Збільшення кількості клієнтів
	Мобільність	Прилад компактний, тому що керуюча електроніка знаходиться в смартфоні/планшеті	Набагато менші габаритні розміри і вага

В даній таблиці формуємо комплекс асоціацій за якими споживачі будуть ідентифікувати наш торгівельний проект.

Результатом даного підрозділу є система рішень щодо ринкової поведінки компанії, вона визначає в якому напрямі буде працювати компанія на ринку.

Розробимо трирівневу маркетингову модель товару: уточняється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (табл. 22).

Таблиця 224. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Опис базової потреби споживача, яку задовольняє товар (згідно концепції), її основної функціональної вигоди		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Довговічність (немає строку давності)	Нм	Тх
	2. Гарантійний термін (довгий термін гарантійного обслуговування)	Нм	Е
	3. Досконалість виробничого виконання (Досконалий дизайн)	Нм	Тл

	4.Вартість обслуговування (Низька системи та її обслуговування)	Нм	Вр
	Якість: стандарти, нормативи, параметри тестування тощо		
	Пакування: коробка		
	Марка: назва організації-розробника + назва товару		
III. Товар із підкріпленням	До продажу: якісна консультація і демонстрація можливостей приладу.		
	Після продажу: Після продажне обслуговування		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: свідоцтво на авторське право, складність алгоритмів обробки сигналів.			

В таблиці 22 ми створюємо трьохрівневу модель нашого товару що включає задум товару та його вигоди, основні характеристики готового товару, спосіб його пакування та захисту від копіювання та плагіату.

Визначимо цінові межі, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар, яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субститути, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (табл. 23). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця 53. Визначення меж встановлення ціни

№ П/П	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	1 млн	400 тис – 9200 тис	300 тис – 500 тис	60 тис – 90 тис.

В таблиці 23 проаналізовано ринкові ціни на товари аналоги та замінники, а також середній рівень доходів споживачів. За отриманими даними буду встановлена верхня та нижня межа на нашу програму.

Визначимо оптимальну систему збуту, в межах якого приймається рішення (табл. 24).

Таблиця 64. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
	Гуртом, в роздріб	Надання консультації щодо вибору, користування, доставка	Висока	Онлайн

Було розроблено концепцію маркетингових комунікацій між споживачами та виробниками. В нашому випадку це робота напряму з виробником та реалізації продукту через прямий продаж.

Розробим концепцію маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (табл. 25).

Таблиця 75. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
	Орієнтування на зручність використання приладу поза межами лікарень.	Інтернет, професійні кола	Ціна, компактність	Повідомити про ті ж характеристики за значно меншою вартістю	Ультразвук, ультрапросто та

6.6. Висновки

Дослідження показали можливість ринкової комерціалізації проекту, що обумовлено наявністю попиту на системи неруйнівного контролю і медичної діагностики. Також в ході аналізу було підтверджено рентабельність проекту. Незважаючи на наявну конкуренцію певного рівня, ринок надає можливості

впровадження продукту в обіг з огляду наявності цільової аудиторії, яка зацікавиться даним продуктом. Продукт здатен подолати бар'єри входження в ринок, такі як необхідність сертифікації обладнання перед випуском її в вільний продаж та набір клієнтської бази. В ході досліджень в якості альтернативи було обрано розробку методів обробки даних для наявних систем неруйнівного контролю, яка в наш час є доволі перспективною галуззю. В подальшому є можливості виведення проекту на міжнародний ринок. Це обумовлено тим, що системи даного типу дозволяють підвищити вірогідність виявлення сигналів ультразвукового контролю за рахунок використання нових методів обробки сигналів, а не шляхом використання дорожчої елементної бази, що зменшує собівартість товару.

Продукт здатен подолати бар'єри входження в ринок, такі як необхідність сертифікації обладнання перед випуском її в вільний продаж та набір клієнтської бази. Також треба пам'ятати, що на ринку вже присутні аналоги продукту, який розробляється. Тому для успішного виходу на ринок треба надати продукту властивостей, які будуть виділяти його серед конкурентів. На даний момент продукт є конкурентоспроможним, але для підвищення довіри споживачів і формування своєї бази клієнтів необхідно:

1. Вдосконалити конструкцію та технологію виробництва системи .
2. Провести рекламну компанію серед потенційних клієнтів.
3. Працювати над покращенням продукту і прислуховуватись до потреб споживачів.
4. Розробити мережу таким чином щоб питання постачання обладнання вирішувалось швидко і мобільно (в перспективі перевагою також буде наявність реалізації сервісного ремонту).

ВИСНОВКИ

Ємнісний Мікромеханічний Ультразвуковий Перетворювач – це відносно нова технологія перетворювачів. Елемент ЄМУП складається з комірок ЄМУП. Комірка ЄМУП складається з мембрани, закріпленої над нерухомою основою. Застосовуючи змінну напругу при фіксованій постійній напрузі зміщення між електродами на мембрані та в основі, мембрана збуджується і генерує ультразвукові хвилі. І навпаки, вхідні ультразвукові хвилі у впливають на мембрану ЄМУП, викликаючи зміну ємності пристрою, і коливання зчитуються в електронному вигляді. Завдяки таким перевагам, як інтеграція з електронікою, висока частота, широка пропускна здатність, висока чутливість, простота виготовлення, низька вартість та сумісність з технологією виготовлення CMOS, ЄМУП вважаються перспективною заміною п'єзоелектричних матеріалів.

Було проведено ретельне проектування та моделювання поведінки ЄМУП. Елемент ЄМУП моделювався в динаміці, а його статична поведінка і характеристики моделювалися в програмному забезпеченні MATLAB. Для дослідження нелінійних властивостей ЄМУП їх моделювали в програмному забезпеченні COMSOL Multiphysics ©.

У цій роботі геометричні параметри ЄМУП були розраховані для використання у медичній ультразвуковій томографії та були отримані з огляду на те, що виготовлення здійснюватиметься за технологією PolyMUMPs. ЄМУП призначені для генерування ультразвукових хвиль з частотою близько 5 МГц, частота яких дозволяє виявити різні недоброякісні пухлини внутрішніх органів. Ще одна вимога, яку потрібно було задовольнити, низька напруга втягування.

Аналітичне моделювання було проведене на основі приєднаного рухомого пластинчатого конденсатора до системи пружини-демпфера із власною масою. Модель була запрограмована в MATLAB і були отримані результати. Аналітична частота становила 5,762 МГц, а напруга на вході - 201,9 В.

Для точного вимірювання напруги, резонансної частоти, ємності та коефіцієнту пружності мембрани було проведено аналіз методом скінченних елементів. Ці значення були порівняні з аналітичною моделлю. Аналіз МСЕ був

зроблений в програмному забезпеченні COMSOL Multiphysics® поєднанням електростатики, структурної механіки та рухомих областей сітки. ЄМУП резонував на 5,818 МГц, і напруга втягування моделювалася на рівні 275 В при відхиленні мембрани 0,315 мкм.

Було виготовлено концентричний фокусуючий ємнісний перетворювач, і підтверджено всі теоретичні викладки.

Було виявлено недоліки технології, такі як низький коефіцієнт електромеханічного зв'язку – отже і низька ефективність збудження ультразвукових коливань.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

[1] W.D. O'Brien Jr., "Assessing the Risks for Modern Diagnostic Ultrasound Imaging," *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 37, 1998, pp. 2781-2788.

[2] X. Jin, I. Ladabanm, F. L. Degertekin, S. Calmes, , and B. T. Khuri-Yakub, "Fabrication and characterization of surface micromachined capacitive ultrasonic immersion transducers," *IEEE J. Microelectromech. Syst.*, vol. 8, pp. 100–114, Mar 1999.

[3] G. G. Yaralioglu, M. H. Badi, A. S. Ergun, and B. T. Khuri-Yakub, "Improved equivalent circuit and finite element method modeling of capacitive micromachined ultrasonic transducers," *2003 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 469–472, 2003.

[4] W.A. Smith, "Role of piezocomposites in ultrasonic transducers," *IEEE 1989 Ultrasonics Symposium*, October 3, 1989 - October 6, 1989, Montreal, Que, Can: Publ by IEEE, 1989, pp. 755766.

[5] K. Suzuki, K. Higuchi, and H. Tanigawa, "A silicon electrostatic ultrasonic transducer," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 36, Nov. 1989, pp. 620627.

[6] D. Hohm, "A subminiature condenser microphone with silicon nitride membrane and silicon back plate," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 85, 1989, p. 476.

[7] M.I. Haller and B.T. Khuri-Yakub, "Surface micromachined electrostatic ultrasonic air transducer," *Proceedings of the 1994 IEEE Ultrasonics Symposium. Part 1 (of 3)*, November 1, 1994 - November 4, 1994, Cannes, Fr: IEEE, 1994, pp. 1241-1244.

[8] D. Hutchins and D. Schindel, "Advances in non-contact and air-coupled transducers," *Proceedings of the 1994 IEEE Ultrasonics Symposium. Part 1 (of 3)*, November 1, 1994 - November 4, 1994, Cannes, Fr: IEEE, 1994, pp. 1245-1254.

[9] P. Eccardt, K. Niederer, T. Scheiter, and C. Hierold, "Surface micromachined ultrasound transducers in CMOS technology," *Proceedings of the 1996 IEEE Ultrasonics Symposium. Part 2 (of 2)*, November 3, 1996 - November 6, 1996, San Antonio, TX, USA: IEEE, 1996, pp. 959-962.

[10] B. Khuri-Yakub, F. Degertekin, X. Jin, S. Calmes, I. Ladabaum, S. Hansen, and X. Zhang, "Silicon micromachined ultrasonic transducers," Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, vol. 2, 1998, pp. 985-991.

[11] K. Niederer and B. Fischer, "Micromachined transducers for ultrasound applications," Proceedings of the 1997 IEEE Ultrasonics Symposium. Part 1 (of 2), October 5, 1997 - October 8, 1997, Toronto, Can: IEEE, 1997, pp. 1609-1618.

[12] C.H. Cheng, E.M. Chow, X. Jin, S. Ergun, and B.T. Khuri-Yakub, "An efficient electrical addressing method using through-wafer vias for two-dimensional ultrasonic arrays," 2000 IEEE Ultrasonics Symposium, October 22, 2000 - October 25, 2000, San Juan, Puerto rico: Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2000, pp. 1179-1182.

[13] I. Wygant, X. Zhuang, D. Yeh, A. Nikoozadeh, O. Oralkan, A. Ergun, M. Karaman, and B. KhuriYakub, "Integrated ultrasonic imaging systems based on CMUT arrays: Recent progress," 2004 IEEE Ultrasonics Symposium, August 23, 2004 - August 27, 2004, Montreal, Que., Canada: Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2004, pp. 391-394.

[14] A. Caronti, G. Caliano, R. Carotenuto, A. Savoia, M. Pappalardo, E. Cianci, and V. Foglietti, "Capacitive micromachined ultrasonic transducer (CMUT) arrays for medical imaging," Microelectronics Journal, vol. 37, Aug. 2006, pp. 770-777.

[15] S. Frew, H. Najar, and E. Cretu, "VHDL-AMS behavioural modelling of a CMUT element," BMAS 2009 - 2009 IEEE International Behavioral Modeling and Simulation Workshop, September 17, 2009 - September 18, 2009, San Jose, CA, United states: IEEE Computer Society, 2009, pp. 19-24.

[16] A.S. Ergun, G.G. Yaralioglu, O. Oralkan, and B.T. Khuri-Yakub, "MEMS/NEMS Techniques and Applications," MEMS/NEMS, 2006, pp. 553-615.

[17] J.A. Hossack, P. Mauchamp, and L. Ratsimandresy, "A high bandwidth transducer optimized for harmonic imaging," 2000 IEEE Ultrasonics Symposium, October 22, 2000 - October 25, 2000, San Juan, Puerto rico: Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2000, pp. 1021-1024.

[18] M.A. Averkiou, D.N. Roundhill, and J.E. Powers, "New imaging technique based on the nonlinear properties of tissues," Proceedings of the 1997 IEEE Ultrasonics Symposium. Part 1 (of 2), October 5, 1997 - October 8, 1997, Toronto, Can: IEEE, 1997, pp. 1561-1566.

[19] U. Demirci, A.S. Ergun, O. Oralkan, M. Karaman, and B.T. Khuri-Yakub, "Forward-viewing CMUT arrays for medical imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 51, 2004, pp. 887-895.

[20] O. Oralkan, S.T. Hansen, B. Bayram, G.G. Yaralioglu, A.S. Ergun, and B.T. Khuri-Yakub, "CMUT ring arrays for forward-looking intravascular imaging," 2004 IEEE Ultrasonics Symposium, August 23, 2004 - August 27, 2004, Montreal, Que., Canada: Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2004, pp. 403-406.

[21] D.T. Yeh, O. Oralkan, A.S. Ergun, X. Zhuang, I.O. Wygant, and B.T. Khuri-Yakub, "Highfrequency CMUT arrays for high-resolution medical imaging," Medical Imaging 2005 - Ultrasonic Imaging and Signal Processing, February 15, 2005 - February 17, 2005, San Diego, CA, United states: SPIE, 2005, pp. 87-98.

[22] S.W. Smith, W. Lee, E.D. Light, J.T. Yen, P. Wolf, and S. Idriss, "Two dimensional arrays for 3-D ultrasound imaging," 2002 IEEE Ultrasonics Symposium, October 8, 2002 - October 11, 2002, Munich, Germany: Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2002, pp. 1545-1553.

[23] S. Vaithilingam, I.O. Wygant, P.S. Kuo, X. Zhuang, O. Oralkan, P.D. Olcott, and B.T. KhuriYakub, "Capacitive micromachined ultrasonic transducers (CMUTs) for photoacoustic imaging," Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2006: The Seventh Conference on Biomedical Thermoacoustics, Optoacoustics, and Acousto-optics, A.A. Oraevsky and L.V. Wang, Eds., San Jose, CA, USA: SPIE, 2006, pp. 608603-11.

[24] D. Christensen, Ultrasonic Bioinstrumentation, Wiley, 1988.

[25] T. Hsu, MEMS & Microsystems: Design, Manufacture, and Nanoscale Engineering, Wiley, 2008.

[26] I. Ladabaum, X. Jin, H.T. Soh, A. Atalar, and B.T. Khuri-Yakub, "Surface micromachined capacitive ultrasonic transducers," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 45, 1998, pp. 678-690.

[27] R. Guldiken, "Dual-electrode capacitive micromachined ultrasonic transducers for medical ultrasound applications," Georgia Institute of Technology, 2009.

[28] J. Liu, C. Oakley, and R. Shandas, "Capacitive micromachined ultrasonic transducers using commercial multi-user MUMPs process: Capability and limitations," *Ultrasonics*, vol. 49, 2009, pp. 765-773.

[29] N. Nguyen and S. Wereley, *Fundamentals and Applications of Microfluidics*, Artech House Publishers, 2002.

[30] E. Cretu, J.H. Huijsing, and D.U.O.T. TU Delft, "Inertial MEMS Devices: Modeling, design and applications."

[31] W. Soedel, *Vibrations of Shells and Plates*, Third Edition, CRC Press, 2004.

[32] G.G. Yaralioglu, A.S. Ergun, B. Bayram, E. Hggstrom, and B.T. Khuri-Yakub, "Calculation and measurement of electromechanical coupling coefficient of capacitive micromachined ultrasonic transducers," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 50, 2003, pp. 449-456.

[33] J.D. Fraser and P. Reynolds, "Finite-element method for determination of electromechanical coupling coefficient for piezoelectric and capacitive micromachined ultrasonic transducers," Nov. 2000.

[34] A.S. Ergun, G.G. Yaralioglu, and B.T. Khuri-Yakub, "Capacitive micromachined ultrasonic transducers: Theory and technology," *Journal of Aerospace Engineering*, vol. 16, 2003, pp. 76-84.

[35] E. Cianci, V. Foglietti, A. Minotti, A. Caronti, G. Caliano, and M. Pappalardo, "Fabrication Techniques in Micromachined Capacitive Ultrasonic Transducers and their Applications," *MEMS/NEMS*, 2006, pp. 353-382.