

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
РАДІОТЕХНІЧНИЙ ФАКУЛЬТЕТ
КАФЕДРА ПРИКЛАДНОЇ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ**

До захисту допущено:
В.о.зав. кафедри
_____ Михайло СТЕПАНОВ
« ___ » _____ 20__ р.

**Дипломний проєкт
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньою-професійною програмою «Інтелектуальні технології
мікросистемної радіоелектронної техніки»
спеціальності 172 Телекомунікації та радіотехніка
на тему: «П'єзоелектричний актуатор для портативного пристрою
вимірювання артеріального тиску»**

Виконав:
студент IV курсу, групи РІ-81

Ткач Олексій Ігорович

_____ Підпис
Прізвище, ім'я та по батькові

_____ Підпис

Керівник:

Доц., к.т.н. Адаменко Юлія Федорівна

_____ Підпис
Посада, науковий ступінь, вчене звання, Прізвище, ім'я та по батькові

_____ Підпис

Рецензент:

Доц., к.т.н. каф. РТС Товкач Ігор Олегович

_____ Підпис
Посада, науковий ступінь, вчене звання, Прізвище, ім'я та по батькові

_____ Підпис

Засвідчую, що у цьому дипломному проєкті немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент _____

Київ – 2022 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Радіотехнічний факультет
Кафедра прикладної радіоелектроніки**

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 172 Телекомунікації та радіотехніка

Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні технології мікросистемної радіоелектронної техніки»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Михайло СТЕПАНОВ

« ____ » _____ 2022 р.

**ЗАВДАННЯ
на дипломний проєкт студенту
Ткач Олексій Ігорович**

1. Тема проєкту «П'єзоелектричний актуатор для портативного пристрою вимірювання артеріального тиску», керівник проєкту доц., к.т.н. Адаменко Юлія Федорівна, затверджені наказом по університету від «01» червня 2022 р. №822-с.
2. Термін подання студентом проєкту 09 червня 2022 року.
3. Вихідні дані до проєкту: Гончарук А. В. Сенсор моніторингу артеріального тиску та пристрій на його основі : науково—дослідна робота на здобуття ступеня магістра. Київ, 2018. 86 с.
4. Зміст пояснювальної записки: Скорочення та умовні позначення, Вступ, Аналіз ринку і постановка задачі, Огляд роботи попередника, Короткі теоритичні відомості, Дослідження характеристик п'єзоелементів, Висновки, Перелік використаних джерел.
5. Перелік графічного: Презентація мін 15 слайдів.
6. Дата видачі завдання 01 травня 2022 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Ознайомлення із джерелами за напрямком дослідження	01.05.2022-10.05.2022	
2	Аналіз рішень, присутніх на ринку	05.05.2022-15.05.2022	
3	Аналіз роботи попередника	15.05.2022-18.05.2022	
4	Ознайомлення із інтерфейсом та можливостями програмного забезпечення Comsol	18.05.2022-25.05.2022	
5	Проведення досліджень у програмному забезпеченні Comsol	25.05.2022-05.06.2022	
6	Аналіз результатів та підбиття підсумків	01.06.2022-12.06.2022	
7	Представлення на захист результатів бакалаврського дослідницького проекту	Червень 2022	

Студент

Олексій ТКАЧ

Керівник

Юлія АДАМЕНКО

АННОТАЦІЯ

Обсяг пояснювальної записки бакалаврського проекту становить 37 сторінок, які включають в себе 4 розділи, 43 ілюстрації та 17 бібліографічних найменувань за переліком джерел посилань.

Ключові слова: артеріальний тиск, п'єзоактуатор, п'єзоэффект, п'єзоелектрик, Comsol, моделювання.

Актуальність теми дослідження. Існуючі пристрої можуть фіксувати артеріальний тиск, але тільки його динамічну складову, або можуть фіксувати статичну складову, але потребують надійної фіксації або додаткових дій користувача, що у певних випадках може бути незручним чи взагалі не можливим. Даний проект спрямований на дослідження можливості створення п'єзоактуатора, який у подальшому можна буде використати при створенні аналога манжети без використання пневматичної системи та потреби у надійній фіксації на зап'ясті, чи актуатора для електрокардіографічного давача, що буде притискати контакти оного до шкіри без участі користувача.

Мета та завдання. Метою є дослідження можливості створення п'єзоактуатора із відносним видовженням більше, ніж 100% від висоти актуатора.

Об'єкт та предмет проекту. Об'єктом проекту є п'єзоактуатор. Предметом виступають характеристики та параметри актуатора.

Методи дослідження: комп'ютерна симуляція моделі п'єзоактуатора.

Практичне значення одержаних результатів. Створення п'єзоактуатора для використання його у зазначених вище способах не є можливим через неможливість досягнути достатніх значень видовження актуатора.

ANNOTATION

The volume of the explanatory note of the bachelor's project is 37 pages, including 4 chapters, 43 illustrations and 17 bibliographic titles according to the list of reference sources.

Key words: blood pressure, piezoactuator, piezoelectric effect, piezoelectric, Comsol, modeling.

Relevance of the research topic. Existing devices can fix blood pressure, but only its dynamic component, or can fix the static component, but require reliable fixation or additional user actions, which in certain cases may be inconvenient or even impossible. This project is aimed at exploring the possibility of creating a piezoactuator that can later be used to create a cuff analog without using a pneumatic system and the need for a secure fit on the wrist or an actuator for an electrocardiographic sensor that will press the contacts to the skin without user intervention.

Targets and tasks. The aim is to study the possibility of creating a piezoactuator with a relative elongation of more than 100% of the height of the actuator.

Object and subject of the project. The object of the project is a piezoactuator. The subject is the characteristics and parameters of the actuator.

Research methods: computer simulation of a piezoactuator model.

Practical significance of the obtained results. The creation of a piezoactuator for use in the above methods is not possible due to the inability to achieve sufficient elongation of the actuator.

Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «П'єзоелектричний актуатор для портативного
пристрою вимірювання артеріального тиску»

Київ — 2022 року

ЗМІСТ

Скорочення та умовні позначення -----	3
Вступ -----	4
1 Аналіз ринку і постановка задачі -----	5
1.1 Аналіз ринку і рішень, запропонованих ним -----	5
1.2 Постановка задачі -----	6
2 Огляд роботи попередника -----	8
3 Короткі теоритичні відомості -----	10
3.1 П'єзоефект -----	10
3.2 Особливості роботи п'єзоактуаторів -----	10
4 Дослідження характеристик п'єзоелементів -----	12
4.1 Вихідні дані для моделювання одношарових структур -----	12
4.2 Вплив матеріалу на характеристики п'єзоелемента -----	14
4.2.1 Перший тип включення -----	14
4.2.2 Другий тип включення -----	16
4.2.3 Третій тип включення -----	18
4.2.4 Висновки за результатами -----	19
4.3 Вплив напруги на характеристики п'єзоелемента -----	19
4.3.1 Прямокутна модель -----	19
4.3.2 Циліндрична модель -----	21
4.4 Вплив масштабу на характеристики п'єзоелемента -----	23
4.4.1 Прямокутна модель -----	23
4.4.2 Циліндрична модель -----	25
4.5 Вплив площі на характеристики п'єзоелемента -----	26
4.5.1 Прямокутна модель -----	26
4.5.2 Циліндрична модель -----	28
4.6 Вихідні дані для моделювання багатошарових структур -----	29

					PI81.433671.001 ПЗ			
ЗМ.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	П'єзоелектричний актуатор для портативного пристрою вимірювання артеріального тиску	Лім.	Лист	Листів
Розробив		Ткач О.І.				1	37	
Перевірів		Адаменко Ю.Ф.						
Н. Контр.						PI-81, РТФ		
Затвердив								

4.7 Дослідження характеристик багатошарових п'єзоелементів-----	30
4.7.1 Тривимірна модель-----	30
4.7.2 Двовимірна модель-----	32
4.8 Підсумки досліджень -----	34
Висновки -----	35
Перелік використаних джерел-----	36

					<i>PI81.433671.001 ПЗ</i>	Лис
<i>Зм.</i>	<i>Лис</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		2

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ

АТ — артеріальний тиск;

ДАТ — діастолічний артеріальний тиск;

САТ — систолічний артеріальний тиск;

ПЕ — п'єзоелектрик;

ПЗ — програмне забезпечення;

					<i>PI81.433671.001 ПЗ</i>	Лис
						3
<i>Зм.</i>	<i>Лис</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

ВСТУП

На сьогоднішній день не є дивним хвороби серця у молоді. Гіпертонія, гіпотонія та аритмія — це хвороби, які можуть призвести до більш тяжких хвороб серцево-судинної системи та навіть до смерті.

Для людей із даними проблемами важливо слідкувати за своїм здоров'ям, в особливості артеріальним тиском та пульсом. Але, пристрої, що пропонує ринок є або із недостатнім функціоналом, як фітнес-браслет та інші пристрої із оптичним давачем тиску, або незручними, як стаціонарні тонометри, їх із собою на прогулянку не візьмеш. Також існують компактні тонометри, але їх важко носити під одежею, або пристрої, що виконані у формфакторі годинників на зап'ясток та мають для вимірювання манжети, але є питання до надійності механічно-пневматичної системи цих пристроїв. Манжета не працює, якщо у ній є дірка. Існують пристрої із та електрокардіографічним(ЕКГ) давачем, але вони потребують надійного контакту шкіри із провідними контактами давача та додаткових дій користувача, що може бути незручним за певних обставин. Для вирішення проблем, що були перелічені, потрібно створити пристрій, який вбере у себе найкращі якості, та позбавиться недоліків існуючих пристроїв.

Ця робота спрямована на дослідження можливості створення п'єзоелектричного актуатора, що у свою чергу стане частиною пристрою, у якому він буде один (наприклад, актуатор буде притискати контакти давача ЕКГ) або декілька (наприклад, манжета, яка буде використовувати не пневматичну систему, а систему з п'єзоактуаторів) і на доданок не буде потребувати від користувача надійної фіксації чи додаткових дій.

					PI81.433671.001 ПЗ	Лис
						4
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

1 АНАЛІЗ РИНКУ І ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

1.1 Аналіз ринку і рішення, запропонованих ним

Виготовлення портативних приладів з функцією вимірювання АТ потребує створення компактних давачів для виконання даної функції. На даний час на ринку присутні прилади, які відрізняються зручністю та функціональністю. Їх можна поділити на декілька різновидів, які мають наступні недоліки:

1) ті, що використовують манжету для вимірювання САТ і ДАТ (Рисунок 1):

- підвищене споживання струму через пневматичну помпу;
- у деяких моделях манжета є окремим пристроєм.



Рисунок 1 — Пристрої, що використовують манжету:

1 — розумний годинник Omron HeartGuide[1];

2 — тонометр на зап'ястя OMRON RS7 Intelli IT[2]

2) ті, що використовують оптичний давач і можуть вимірювати тільки динамічну складову АТ(Рисунок 2):

- потребує якісного закріплення на зап'ясті;
- велика чутливість до шумів, що залежить від щільності прилягання сенсору до шкіри.

					PI81.433671.001 ПЗ	Лис
						5
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		



1



2

Рисунок 2 — Пристрої, що використовують оптичний давач:

1 — спортивний браслет Mifone L18 37 Degree[3];

2 — фітнес браслет Smart Watch M4[4]

3) ті, що використовують електрокардіографічний давач для вимірювання САТ і ДАТ(Рисунок 3):

- потребує щільного контакту зі шкірою;
- велика чутливість до завад, у тому числі електромагнітних;
- деякі моделі потребують виконання додаткових дій для вимірювання.



Рисунок 3 — Смарт-годинник ASUS VivoWatch BP[5]

Як можна бачити, недоліки приладів залежать від методу вимірювання (осцилометричний, фотоплетизмографічний та електрокардіографічний) АТ. А точніше, від давачів, що використовується для певного методу.

1.2 Постановка задачі

Потрібно визначити та проробити концепт ПЕ сенсору, що буде використовуватись для побудови та подальшого виробництва давачів, які

					PI81.433671.001 ПЗ	Лис
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		6

будуть мати можливість визначати САТ і ДАТ, при цьому не матимуть вище перелічених недоліків. Проробка концепту передбачає визначення конструкційних рішень, обрання матеріалів для виробу, проведення симуляцій у ПЗ Comsol для визначення одного чи ряду оптимальних рішень, а також створення рекомендацій, щодо конструкції давача.

					<i>PI81.433671.001 ПЗ</i>	Лис
						7
<i>Зм.</i>	<i>Лис</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

2 ОГЛЯД РОБОТИ ПОПЕРЕДНИКА

Дипломна робота базується на роботі Гончарук А. В., а саме на магістерській дисертації "Сенсор моніторингу артеріального тиску та пристрій на його основі"[6].

У даній роботі описується один з можливих концептів сенсора (Рисунок 4), що складається з багат шарового п'єзоактуатора та п'єзорезистивного мембаного давача тиску, математичне моделювання, окремо актуатора, окремо давача тиску, за допомогою ПЗ Matlab. Але у даного концепту є декілька рішень, що викликають питання.

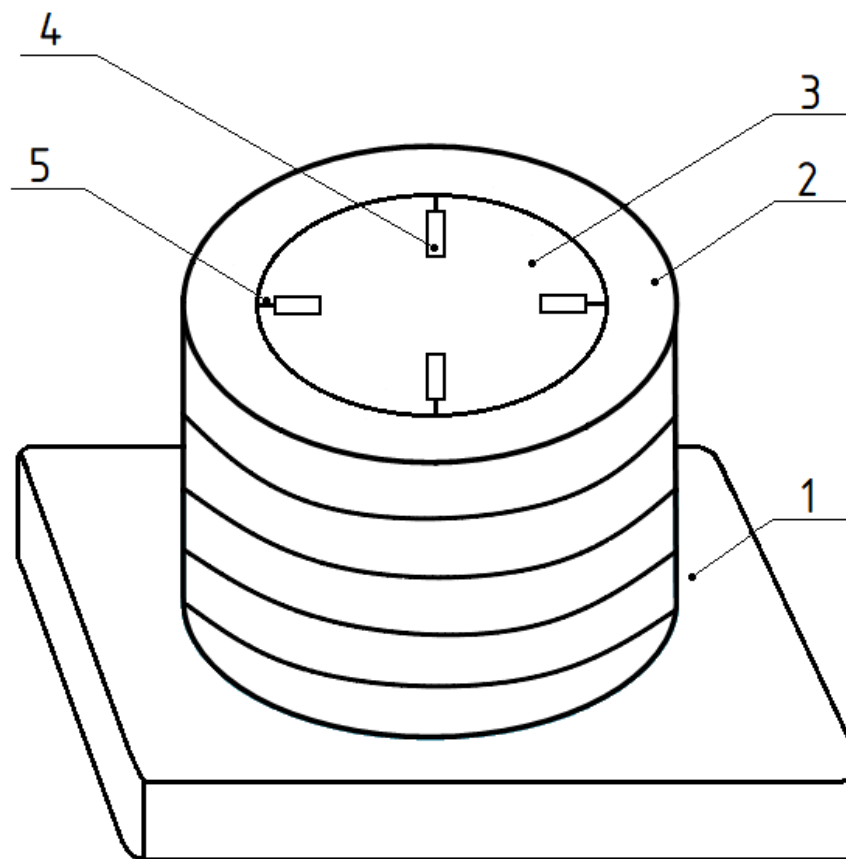


Рисунок 4 — Загальний варіант конструкції сенсора АТ[6]

Так, наприклад, рішення використати мембанний давач тиску. Такі давачі зазвичай використовують для вимірювання тиску повітря, чи рідини. Тобто, для вимірювання тиску того, що зможе створити цей самий тиск на мембрану давача. Для того, щоб такі давачі могли вимірювати тиск твердого тіла, потрібно робити допоміжні конструкції з проміжними елементами, що

					РІ81.433671.001 ПЗ	Лис
						8
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

будуть передавати тиск на мембрану. Конструкція сенсора, представлена у роботі не передбачає допоміжних конструкцій, а тому не має можливості коректно працювати.

Також є питання до рішення використати багатошаровий п'єзо актуатор. Чи обов'язково використовувати саме багатошаровий? Які є переваги над одношаровою конструкцією? Але дані питання буде розглянуто більш ширше у наступних розділах.

					<i>PI81.433671.001 ПЗ</i>	Лис
						9
<i>Зм.</i>	<i>Лис</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

3 КОРОТКІ ТЕОРИТИЧНІ ВІДОМОСТІ

3.1 П'єзоефект

У деяких речовин (п'єзоелектрики) при механічних деформаціях у певних напрямках виникає електрична поляризація навіть за відсутності електричного поля (прямий п'єзоефект). Наслідком прямого п'єзоефекту є зворотний п'єзоефект — поява механічних деформацій під дією електричного поля.[7]

П'єзоефект спостерігається лише у кристалах з відсутнім центром симетрії.

У даній роботі буде використовуватись саме зворотній п'єзоефект.

3.2 Особливості роботи п'єзоактуаторів

Принцип роботи п'єзоактуатора схожий із роботою конденсатора. Пластина з п'єзоелектричного матеріалу закріплена між двома контактами. На контакти подається електрична напруга. У залежності від поляризації, розташування контактів та електричного поля пластина деформується. Це описується формулою

$$\Delta x = dE [8]$$

де: Δx — зміна товщини пластини;

E — електричне поле;

d — п'єзоелектричний модуль.

d залежить від напрямку поляризації та напрямку прикладення сили відносно поляризації.

					<i>PI81.433671.001 ПЗ</i>	Лис
						10
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

У більшості матеріалів матриця d має наступний вигляд:

$$d = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} & d_{14} & d_{15} & d_{16} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} & d_{24} & d_{25} & d_{26} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & d_{34} & d_{35} & d_{36} \end{pmatrix}$$

де: d_{1j} d_{2j} d_{3j} — типи включення елемента (1 — по осі X, 2 — по осі Y, 3 — по осі Z);

d_{i1} d_{i2} d_{i3} — типи видовження (1 — по осі X, 2 — по осі Y, 3 — по осі Z);

d_{i4} d_{i5} d_{i6} — типи зміщення (4 — по осі X, 5 — по осі Y, 6 — по осі Z).

					РІ81.433671.001 ПЗ	Лис
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		11

4 ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК П'ЄЗОЕЛЕМЕНТІВ

Для визначення оптимальних діапазонів параметрів та можливості створення п'єзоактуатора будуть проведені наступні досліді:

- дослідження впливу матеріалів;
- дослідження впливу напруги;
- дослідження впливу масштабу елемента;
- дослідження впливу площі елемента;
- дослідження впливу багат шаровості.

4.1 Вихідні дані для моделювання одношарових структур

Моделі у всіх дослідженнях, окрім дослідження багат шарової структури, будуть уніфіковані. Для досліджень із формою прямокутного паралелепіпеда елемента будуть використовуватись наступні розміри:

- висота: $H = 1 \text{ } \mu\text{m}$;
- довжина: $L = 10 \text{ } \mu\text{m}$;
- ширина: $W = 5 \text{ } \mu\text{m}$.

Для досліджень із циліндричною формою елемента будуть використовуватись наступні розміри:

- висота: $H = 1 \text{ } \mu\text{m}$;
- діаметр: $D = 10 \text{ } \mu\text{m}$.

Дані розміри можуть змінюватись із певним коефіцієнтом у певних дослідженнях (дослідження впливу масштабу та площі).

У даних моделях спрощені контакти для поліпшення складності моделі, підвищення швидкості розрахунків.

Електростатичні потенціали встановлюються на верхніх та нижніх гранях елементів (по осі Z моделі): позитивний — нижня грань, негативний — верхня грань.

Зафіксованою є тільки нижня грань.

					PI81.433671.001 ПЗ	Лис
						12
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

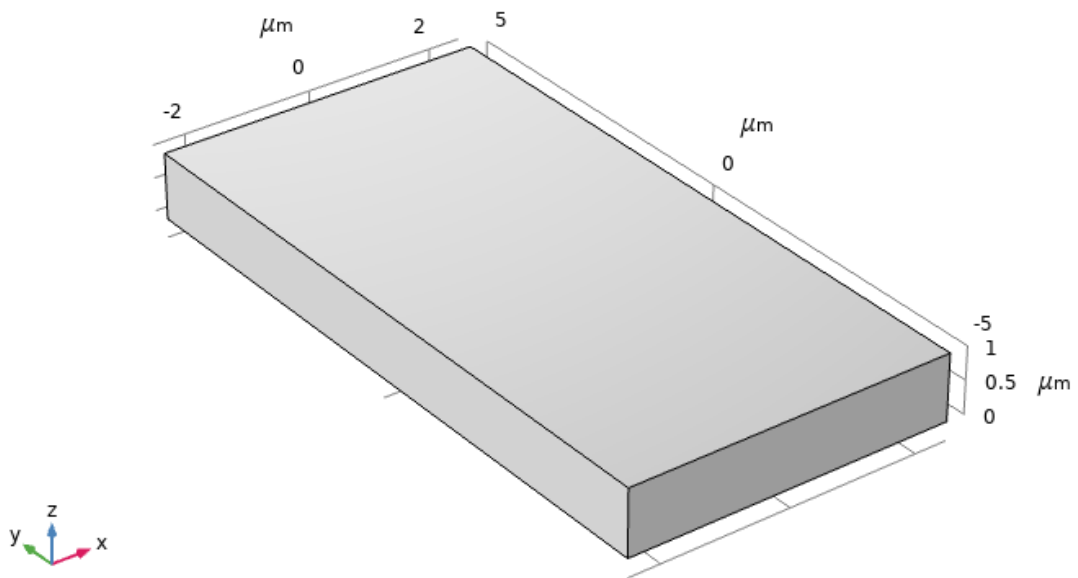


Рисунок 5 — Зображення прямокутної моделі

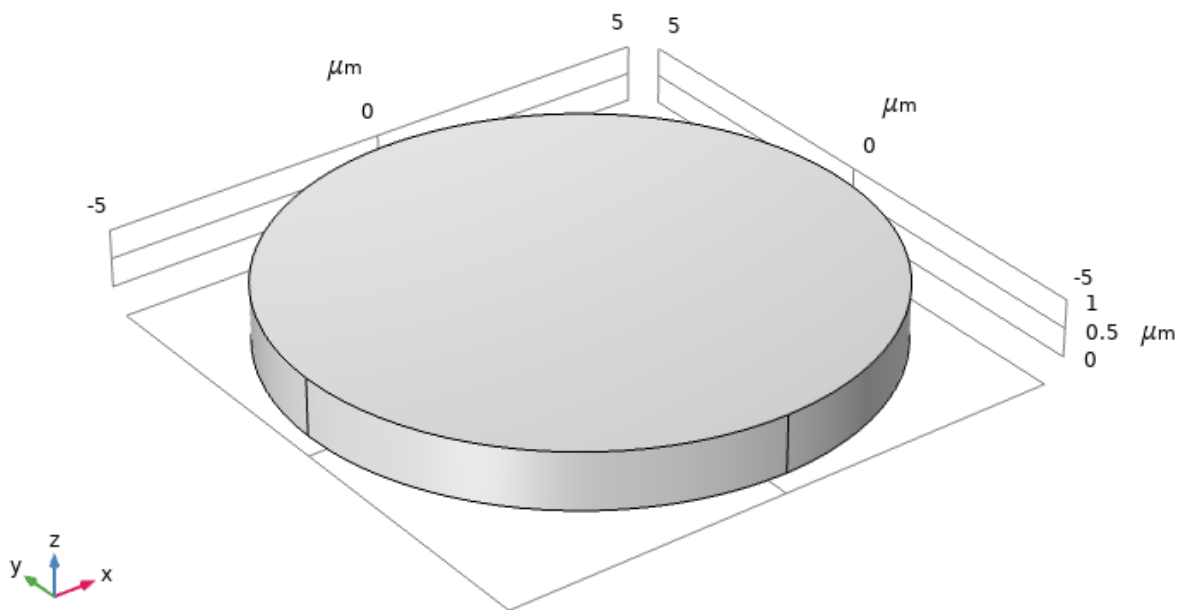


Рисунок 6 — Зображення циліндричної моделі

Напруга, що подається на елемент, дорівнює 10 В. Дане значення ϵ змінним у дослідженні впливу напруги.

Досліджується саме видовження по осі Z .

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

4.2 Вплив матеріалу на характеристики п'єзоелемента

Дане дослідження проводилося тільки з моделлю, що має форму паралелепіпеда. Це було зроблено для спрощення дослідження впливу матеріалів за різних способів включення:

- включення по осі X (контакти розміщено вздовж осі X);
- включення по осі Y (контакти розміщено вздовж осі Y);
- включення по осі Z (контакти розміщено вздовж осі Z).




























- ▷  Aluminum Nitride (sw1.mat1)
- ▷  Ammonium Dihydrogen Phosphate (sw1.mat2)
- ▷  Barium Sodium Niobate (sw1.mat3)
- ▷  Barium Titanate (sw1.mat4)
- ▷  Barium Titanate (poled) (sw1.mat5)
- ▷  Bismuth Germanate (sw1.mat6)
- ▷  Cadmium Sulfide (sw1.mat7)
- ▷  Gallium Arsenide (sw1.mat8)
- ▷  Lithium Niobate (sw1.mat9)
- ▷  Lithium Tantalate (sw1.mat10)
- ▷  Lead Zirconate Titanate (PZT-2) (sw1.mat11)
- ▷  Lead Zirconate Titanate (PZT-4) (sw1.mat12)
- ▷  Lead Zirconate Titanate (PZT-4D) (sw1.mat13)
- ▷  Lead Zirconate Titanate (PZT-5A) (sw1.mat14)
- ▷  Lead Zirconate Titanate (PZT-5H) (sw1.mat15)
- ▷  Lead Zirconate Titanate (PZT-5J) (sw1.mat16)
- ▷  Lead Zirconate Titanate (PZT-7A) (sw1.mat17)
- ▷  Lead Zirconate Titanate (PZT-8) (sw1.mat18)
- ▷  Polyvinylidene fluoride (PVDF) (sw1.mat19)
- ▷  Quartz LH (1949 IRE) (sw1.mat20)
- ▷  Quartz RH (1949 IRE) (sw1.mat21)
- ▷  Quartz LH (1978 IEEE) (sw1.mat22)
- ▷  Quartz RH (1978 IEEE) (sw1.mat23)
- ▷  Rochelle Salt (sw1.mat24)
- ▷  Tellurium Dioxide (sw1.mat25)
- ▷  Zinc Oxide (sw1.mat26)
- ▷  Zinc Sulfide (sw1.mat27)

Рисунок 7 — Зображення списку матеріалів у ПЗ Comsol

Досліджуватись будуть усі п'єзоелектричні матеріали, наявні у бібліотеці матеріалів ПЗ Comsol (Рисунок 7).

4.2.1 Перший тип включення

Перший тип включення відповідає уніфікованій моделі, що була описана у підрозділі 4.1.

На рисунках Рисунок 8, Рисунок 9 та Рисунок 10 представлено результати дослідження.

					PI81.433671.001 ПЗ	Лис
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		14

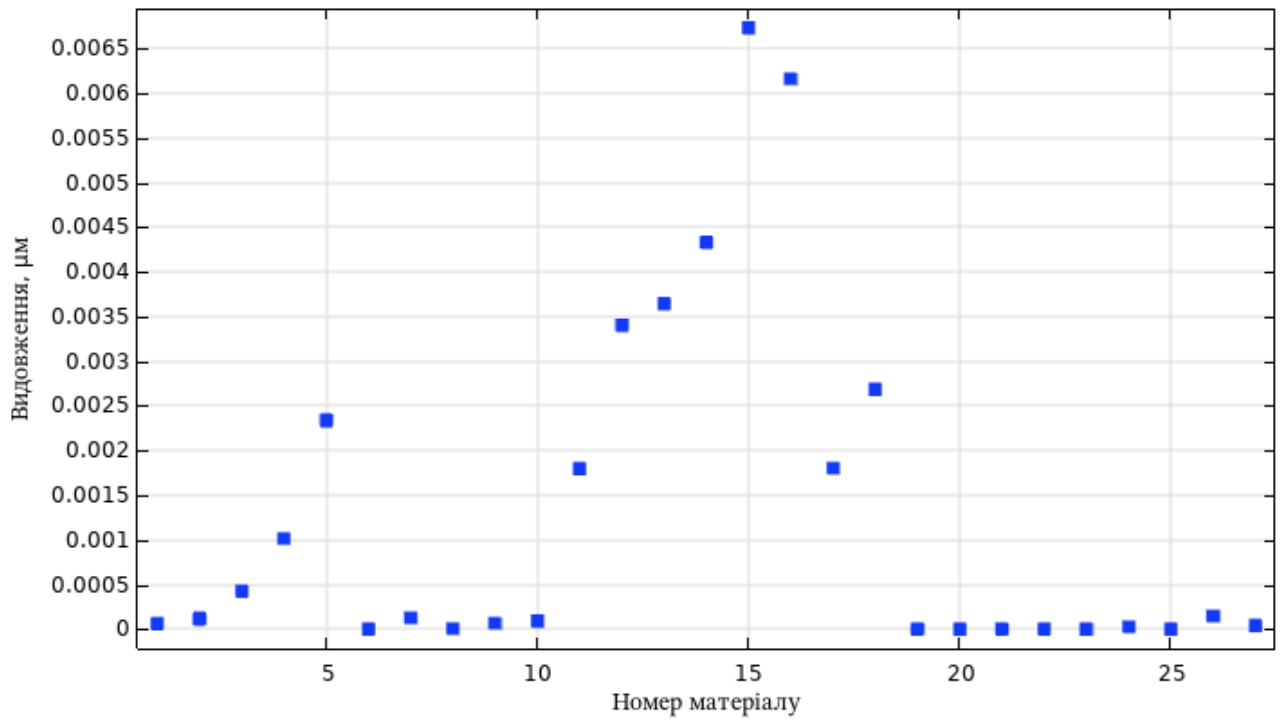


Рисунок 8 — Зображення графіку залежності максимального видовження від матеріалу

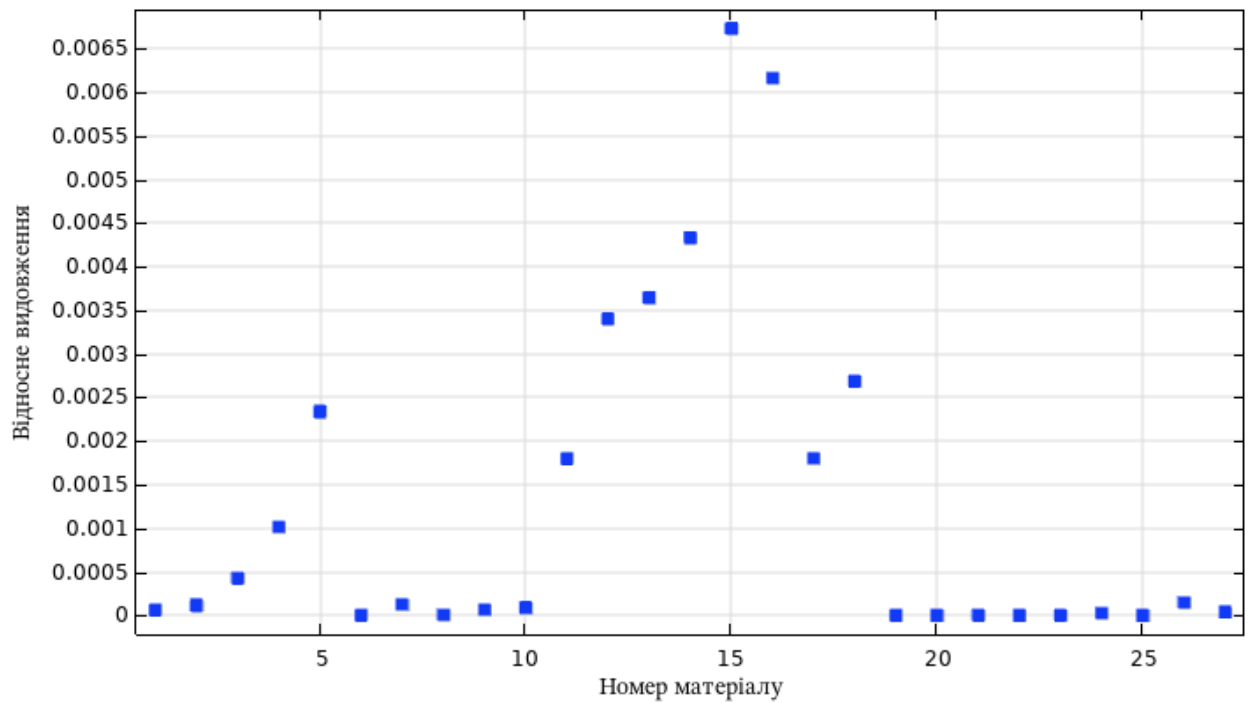


Рисунок 9 — Зображення графіку залежності максимального відносного до висоти елемента видовження від матеріалу

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

PI81.433671.001 ПЗ

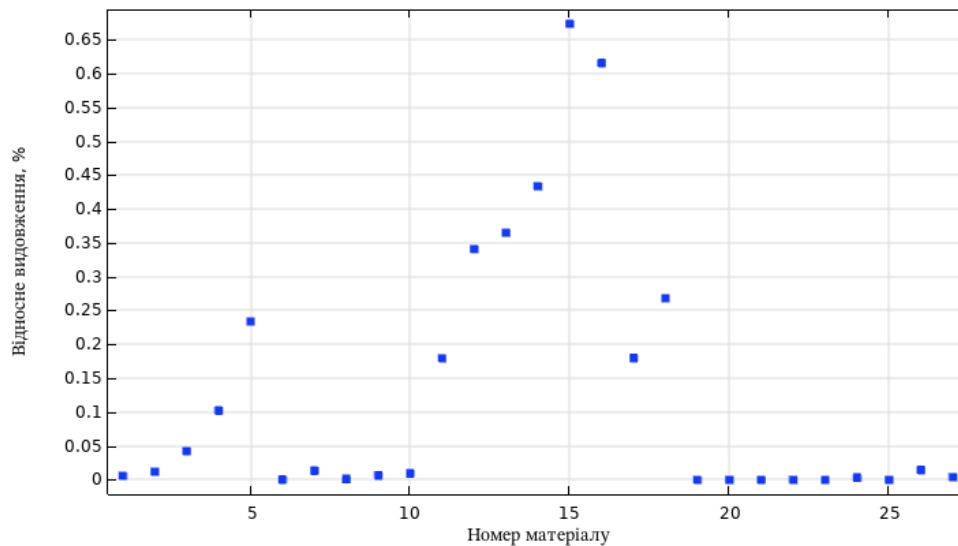


Рисунок 10 — Зображення графіку залежності максимального відносного до висоти елемента видовження у процентах від матеріалу

Як можна бачити з результатів симуляції на Рисунок 8, Рисунок 9 та Рисунок 10, що найкращий результат за даного типу підключення у матеріалу PZT-5Н.

4.2.2 Другий тип включення

Цей тип передбачає включення по осі X.

На рисунках Рисунок 11, Рисунок 12 та Рисунок 13 представлено результати дослідження.

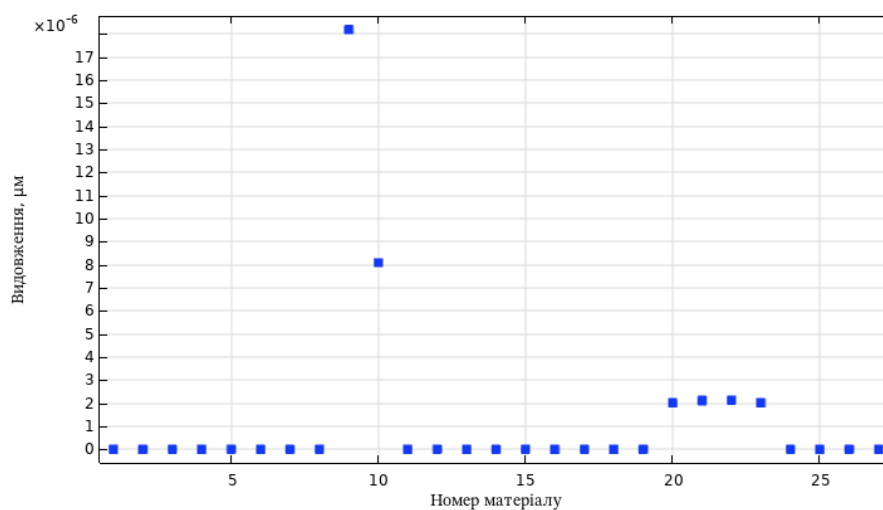


Рисунок 11 — Зображення графіку залежності максимального видовження від матеріалу

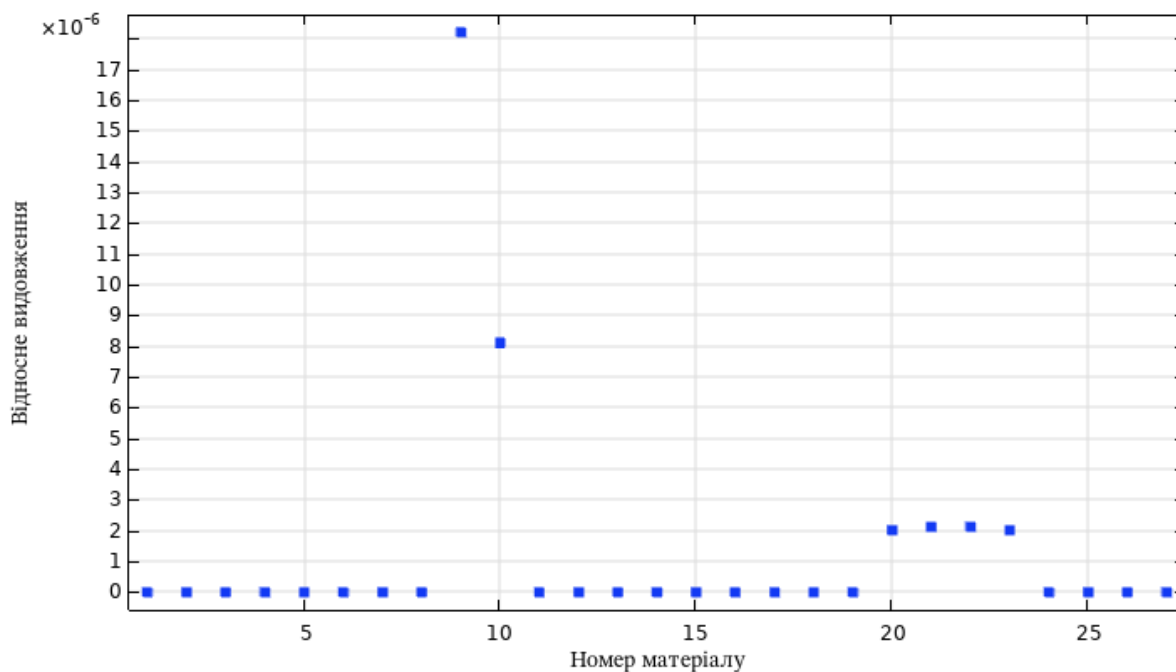


Рисунок 12 — Зображення графіку залежності максимального відносного до висоти елемента видовження від матеріалу

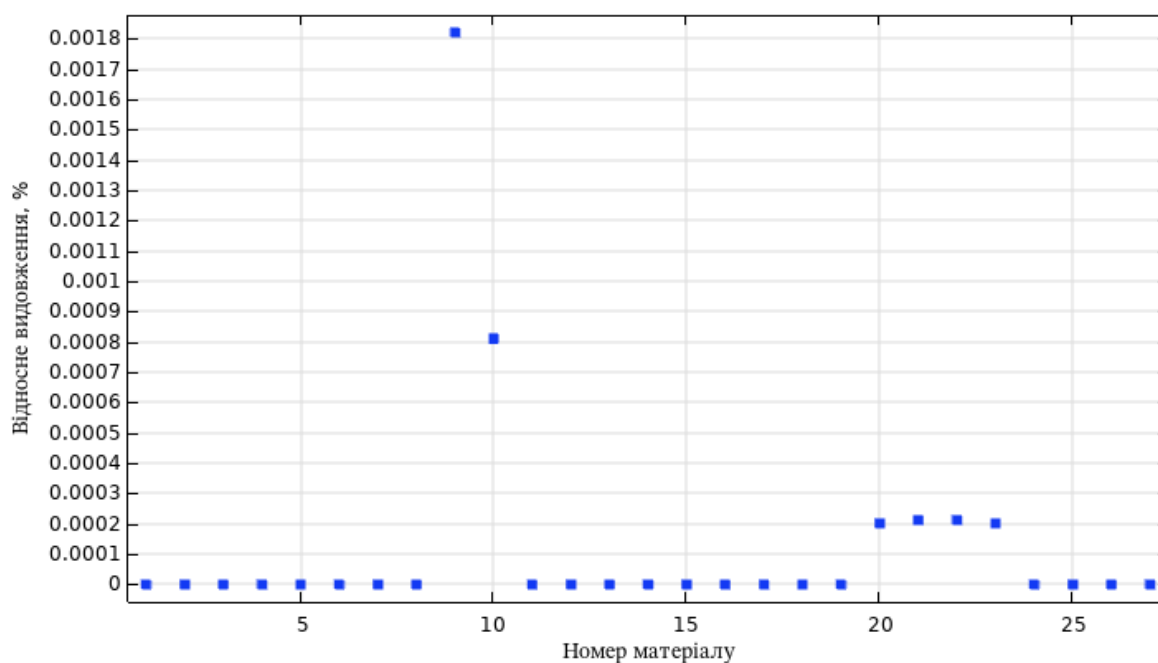


Рисунок 13 — Зображення графіку залежності максимального відносного до висоти елемента видовження у процентах від матеріалу

Як можна бачити з результатів симуляції на Рисунок 11, Рисунок 12 та Рисунок 13, що жоден з матеріалів не має видовження по осі Z за даного типу включення.

4.2.3 Третій тип включення

Цей тип передбачає включення по осі Y.

На рисунках Рисунок 14, Рисунок 15 та Рисунок 16 представлено результати дослідження.

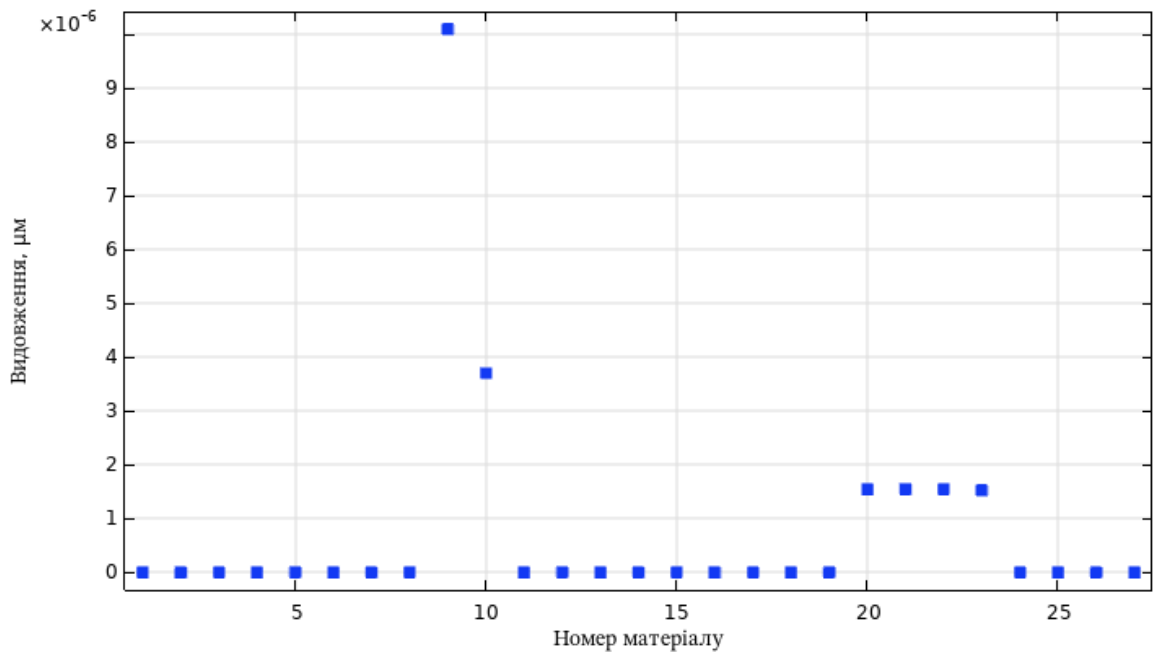


Рисунок 14 — Зображення графіку залежності максимального видовження від матеріалу

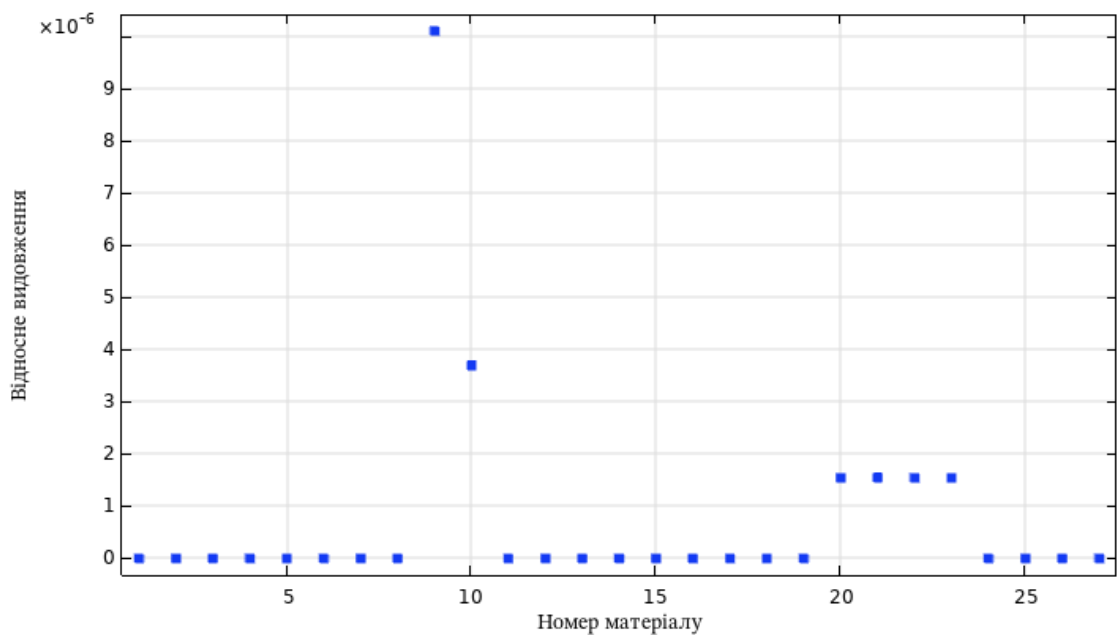


Рисунок 15 — Зображення графіку залежності максимального відносного до висоти елемента видовження від матеріалу

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

PI81.433671.001 ПЗ

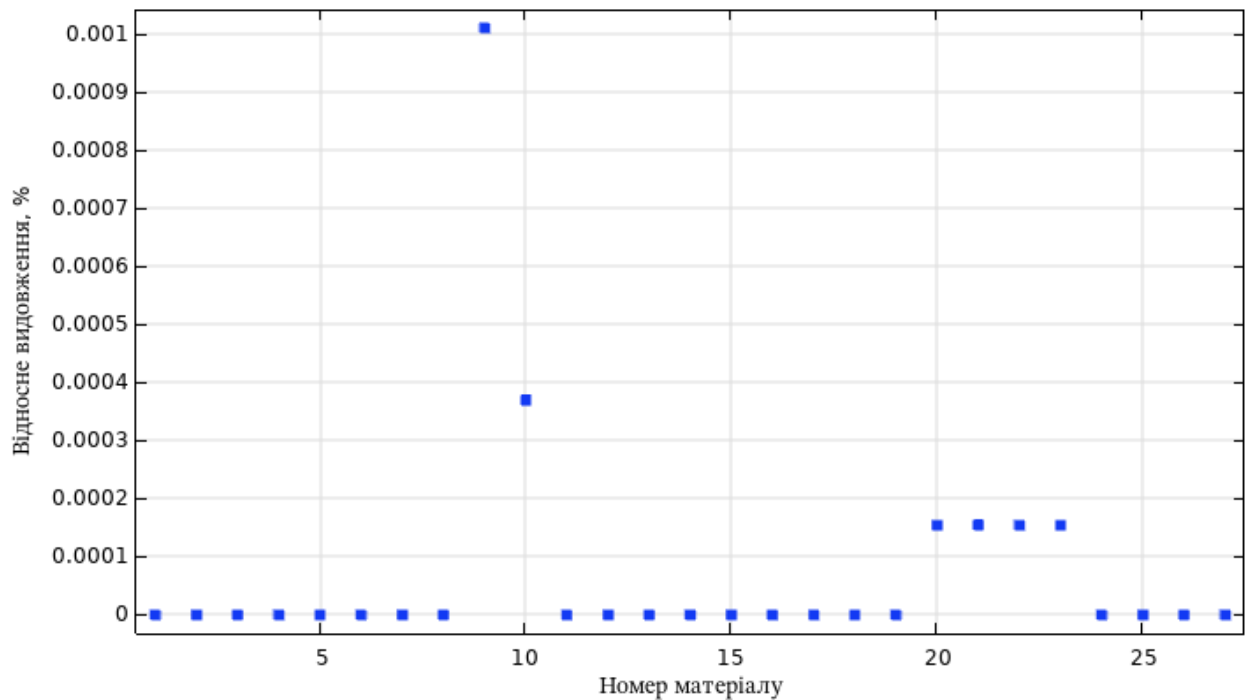


Рисунок 16 — Зображення графіку залежності максимального відносного до висоти елемента видовження у процентах від матеріалу

Як можна бачити з результатів симуляції на Рисунок 14, Рисунок 15 та Рисунок 16, що жоден з матеріалів не має видовження по осі Z за даного типу включення.

4.2.4 Висновки за результатами

За результатами даного дослідження можна зробити висновок, що видовження у вздовж осі Z є тільки за умови включення п'єзоелемента по осі Z . За даних умов воно є найбільшим у матеріалів PZT-5H, PZT-5J, PZT-5A, PZT-4D, PZT-4 та PZT-8. Подальші дослідження будуть виконуватись із матеріалом PZT-5H.

4.3 Вплив напруги на характеристики п'єзоелемента

У даному дослідженні буде досліджуватись те, як змінюється видовження елемента за різних значень напруг (від 1 мВ до 100 В).

4.3.1 Прямокутна модель

На рисунках Рисунок 17, Рисунок 18 та Рисунок 19 представлено результати дослідження.

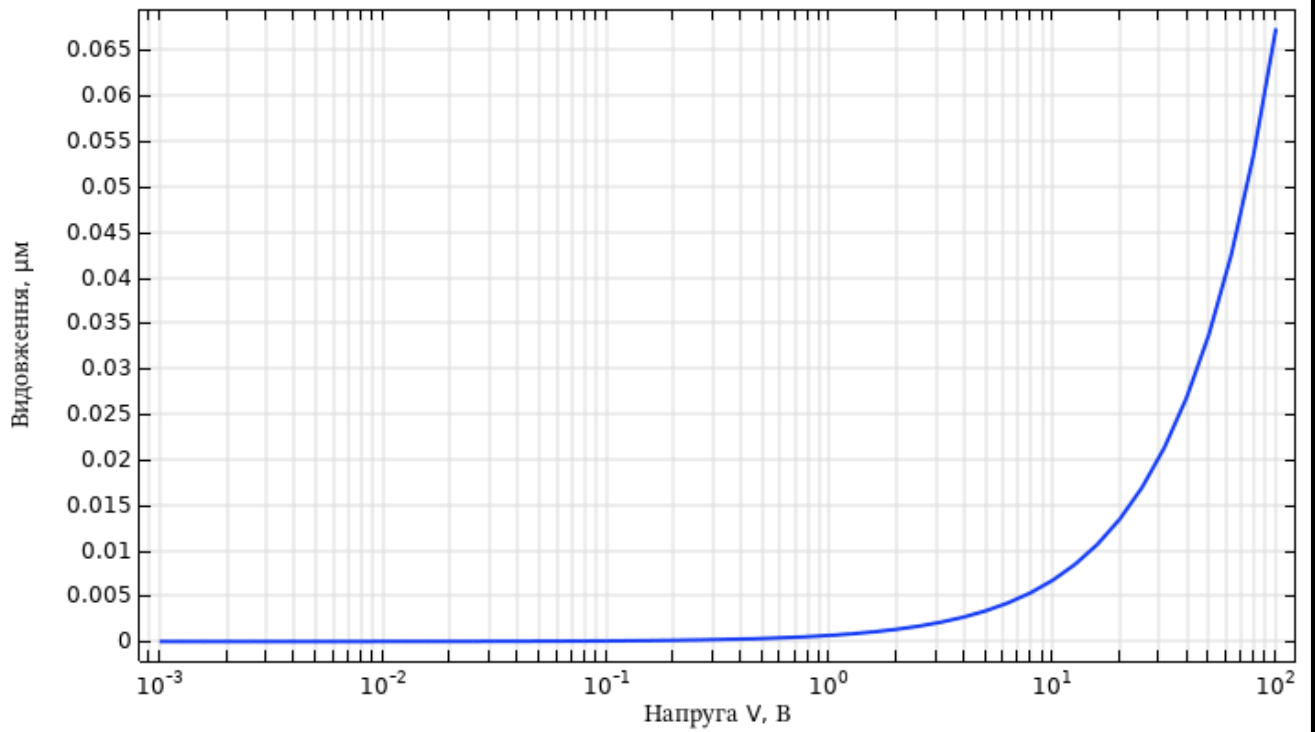


Рисунок 17 — Зображення графіку залежності видовження від напруги

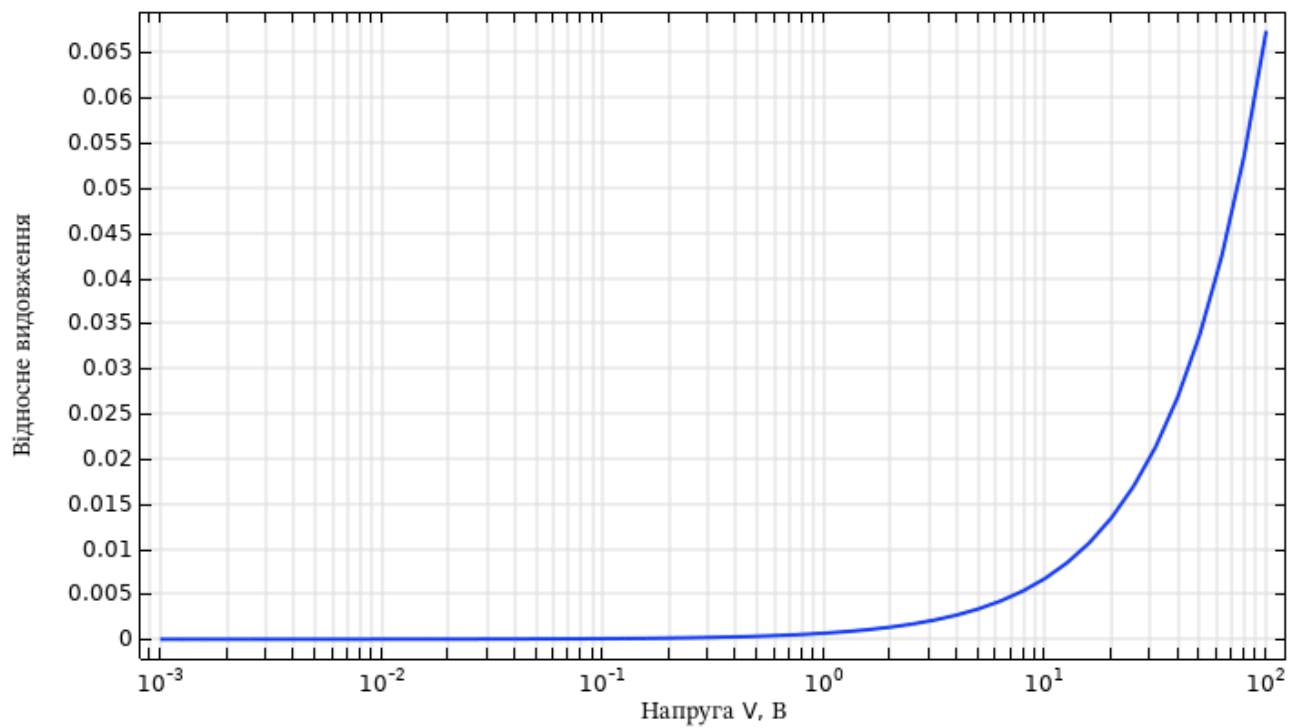


Рисунок 18 — Зображення графіку залежності відносного видовження від напруги

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

PI81.433671.001 ПЗ

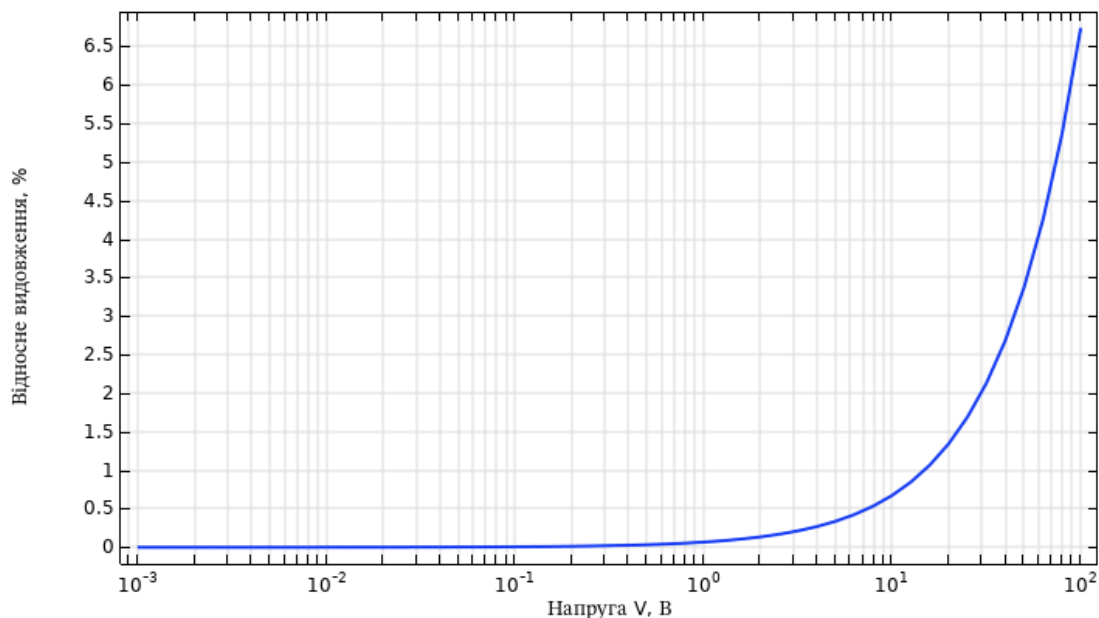


Рисунок 19 — Зображення графіку залежності відносного видовження у процентах від напруги

Як можна бачити з результатів на Рисунок 17, Рисунок 18 та Рисунок 19, залежність видовження елемента від напруги є прямо пропорційною. Тобто, більшому значенню напруги відповідає більше значення видовження.

4.3.2 Циліндрична модель

На рисунках Рисунок 20, Рисунок 22 представлено результати дослідження.

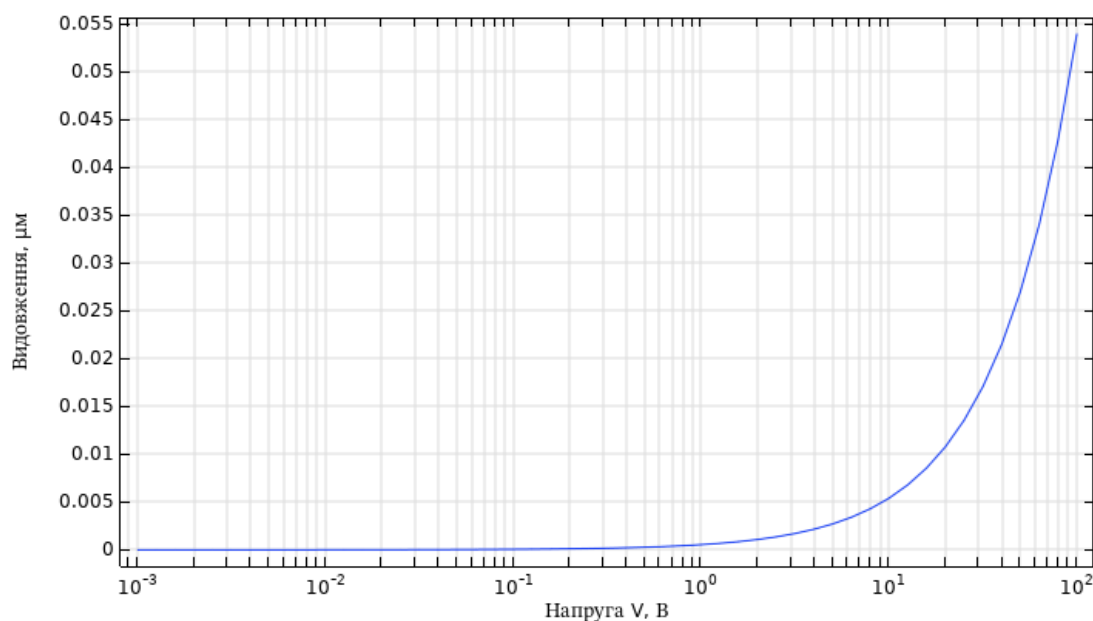


Рисунок 20 — Зображення графіку залежності видовження від напруги

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

PI81.433671.001 ПЗ

Лис

21

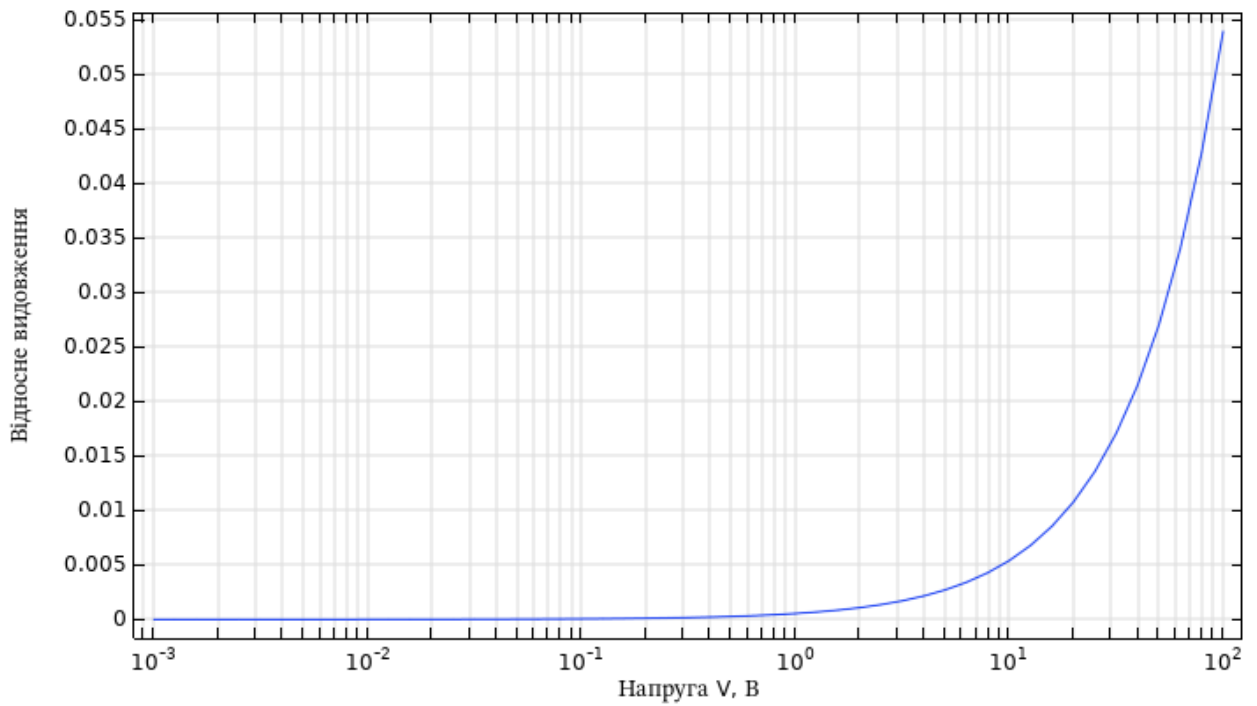


Рисунок 21 — Зображення графіку залежності відносного видовження від напруги

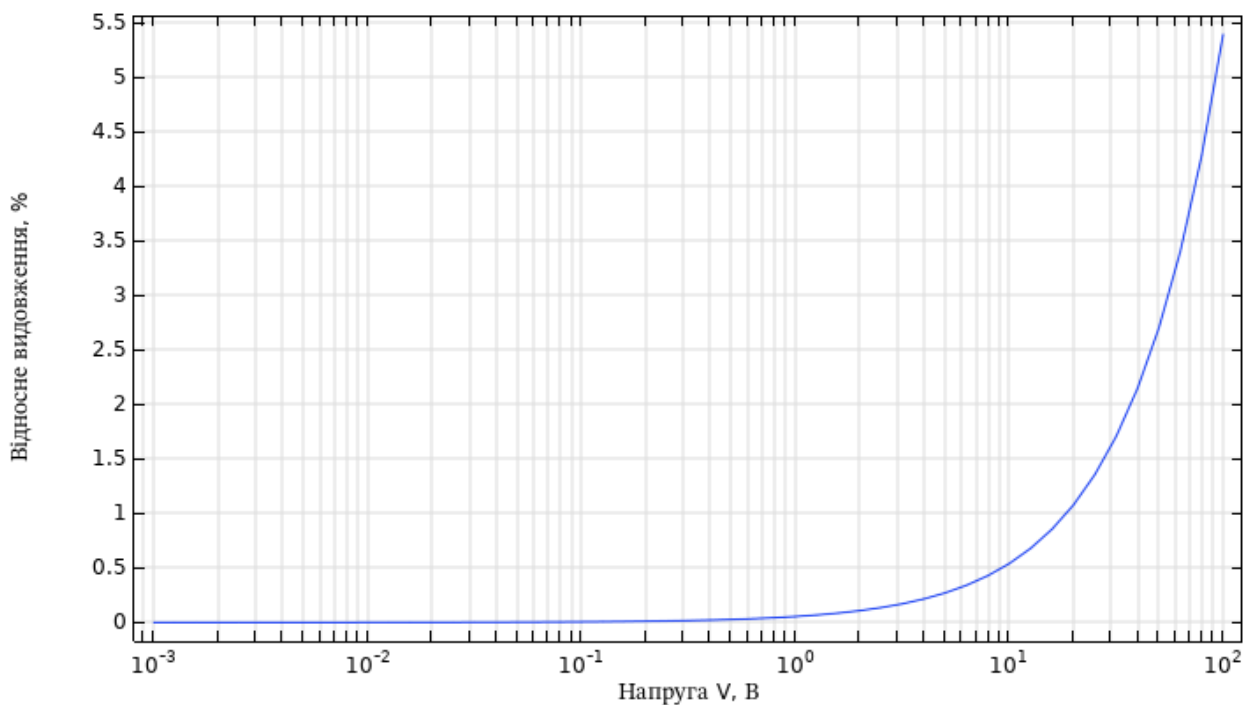


Рисунок 22 — Зображення графіку залежності відносного видовження у відсотках від напруги

Як можна бачити з результатів на Рисунок 20, Рисунок 21 та Рисунок 22, залежність видовження елемента від напруги є прямо пропорційною. Тобто, більшому значенню напруги відповідає більше значення видовження. Зміна моделей за напруги 10 В на Рисунок 23.

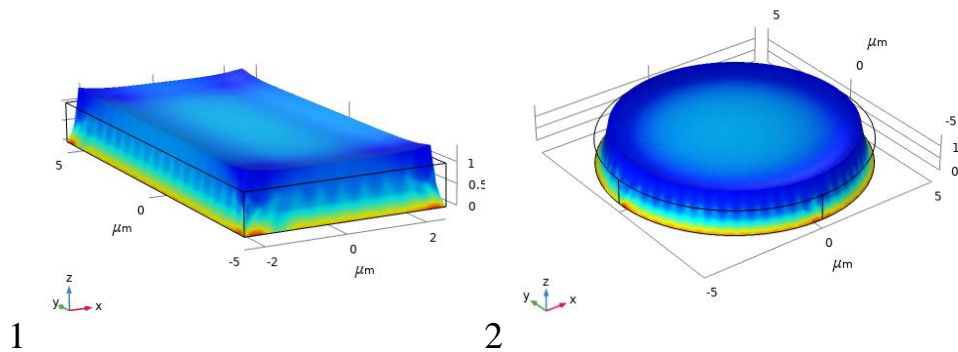


Рисунок 23 — Зображення зміни моделей за напруги 10 В:

1 — прямокутна модель;

2 — циліндрична модель

Те, що у максимальне видовження прямокутної моделі більше ніж у циліндричної моделі, можна пояснити тим, що видовження на кутах більше, ніж на гранях.

4.4 Вплив масштабу на характеристики п'єзоелемента

У даному дослідженні усі розміри будуть множитись на один й той самий коефіцієнт, тим самим змінюючи масштаб від мікрометрового.

4.4.1 Прямокутна модель

На рисунках Рисунок 24Рисунок 26 представлено результати дослідження.

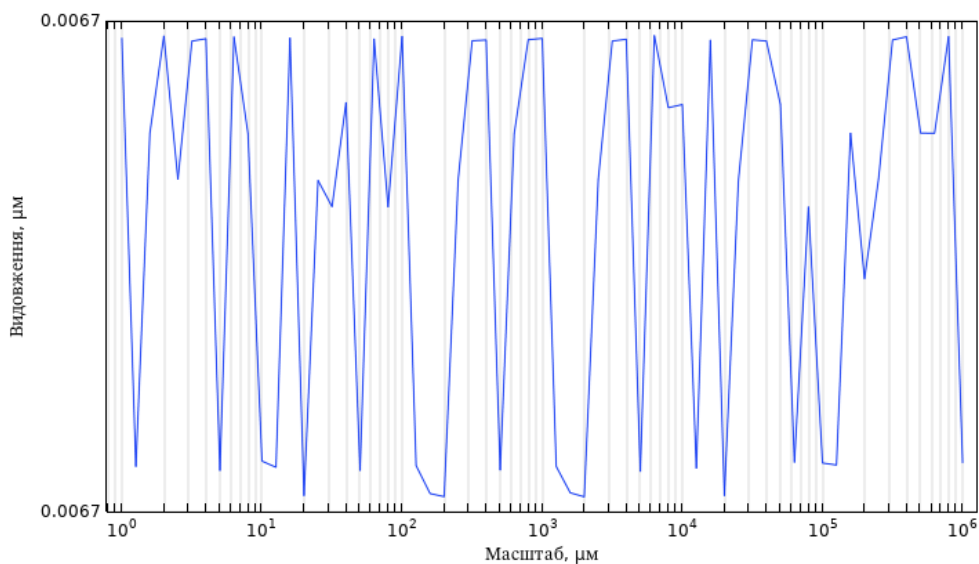


Рисунок 24 — Зображення графіку залежності абсолютного видовження елемента від масштабу

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

PI81.433671.001 ПЗ

Лис

23

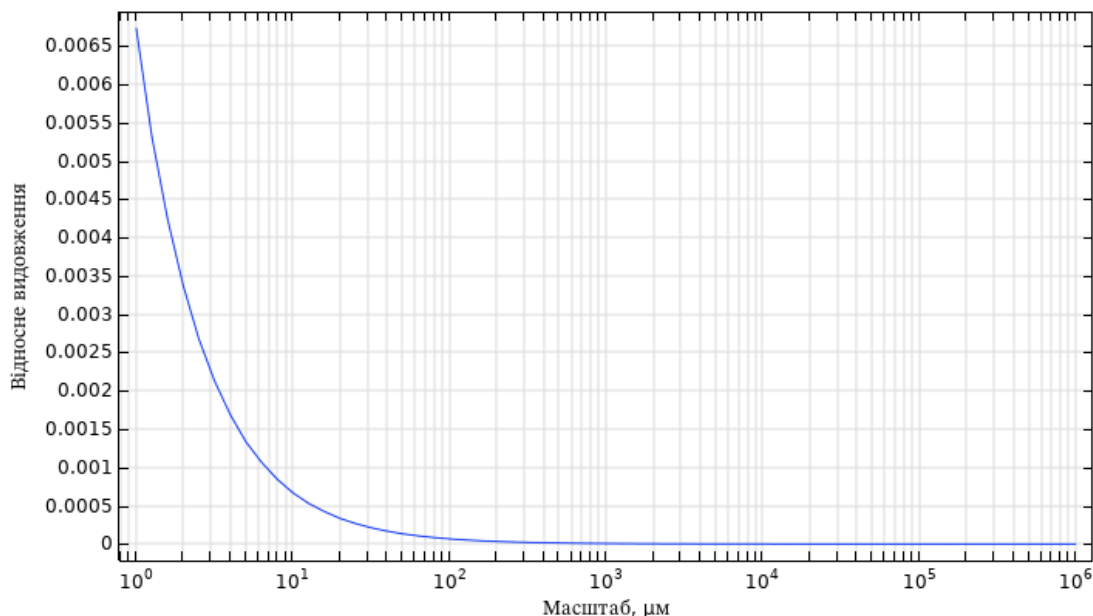


Рисунок 25 — Зображення графіку залежності відносного видовження елемента від масштабу

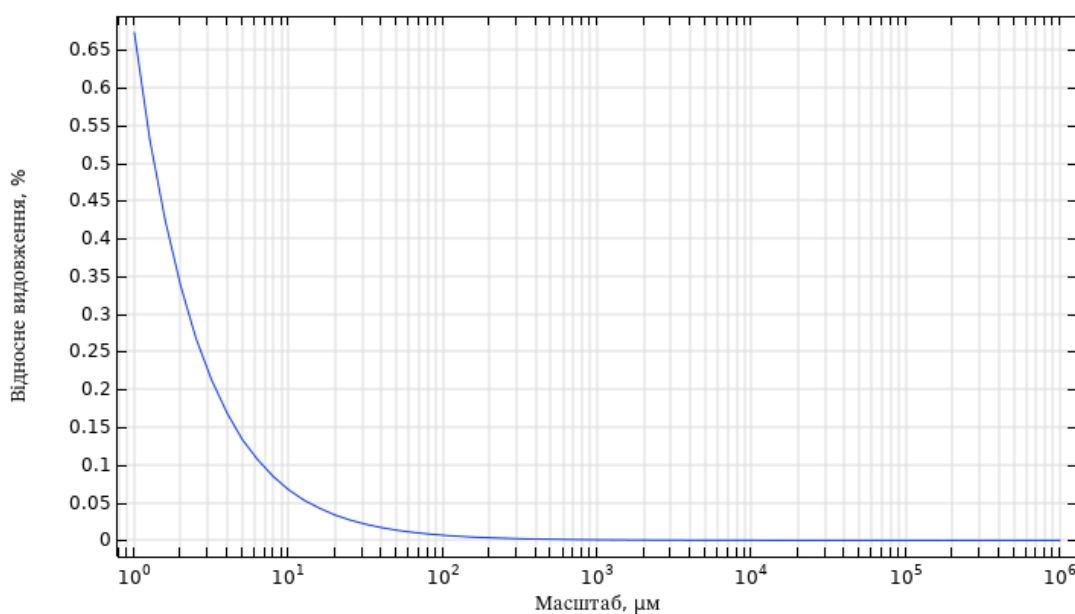


Рисунок 26 — Зображення графіку залежності відносного видовження у процентах елемента від масштабу

Виходячи з результатів на Рисунок 24Рисунок 26, зміна масштабу елемента не впливає на його абсолютне видовження, а зображенні стрибки графіку є лише наслідком низької точності розрахунків та моделювання по скінчених елементах. Інша картина у графіків відносного видовження. Оскільки абсолютне не змінне, а висота елемента змінюється разом з масштабом, то ми можемо спостерігати зворотно пропорційну залежність.

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

PI81.433671.001 ПЗ

Лис

24

4.4.2 Циліндрична модель

На рисунках Рисунок 27 Рисунок 29 представлено результати дослідження.

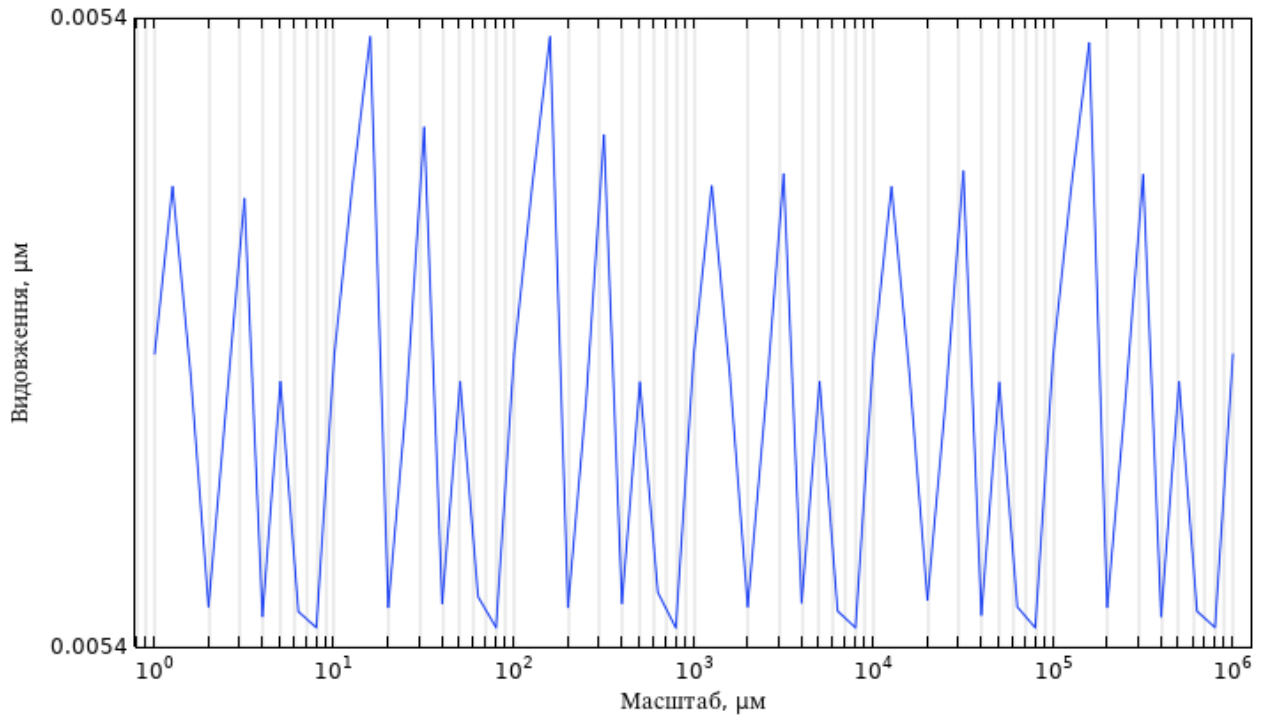


Рисунок 27 — Зображення графіку залежності абсолютного видовження елемента від масштабу

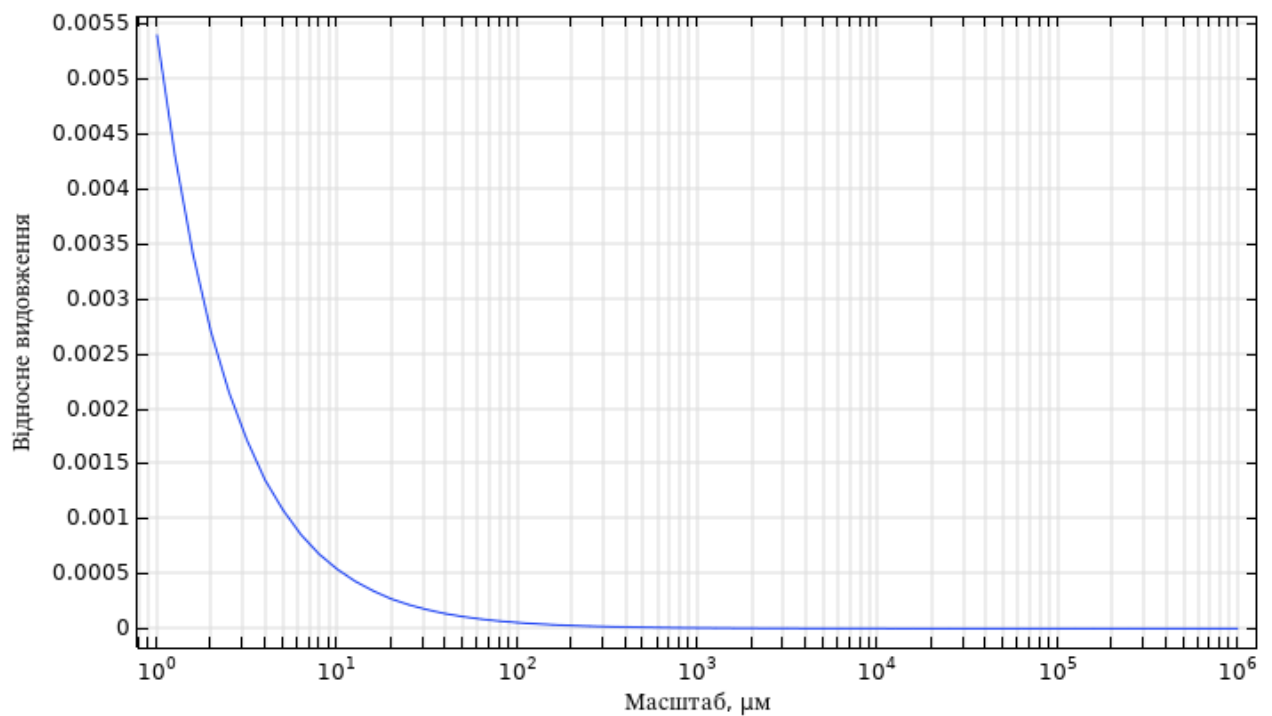


Рисунок 28 — Зображення графіку залежності відносного видовження елемента від масштабу

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

PI81.433671.001 ПЗ

Лис

25

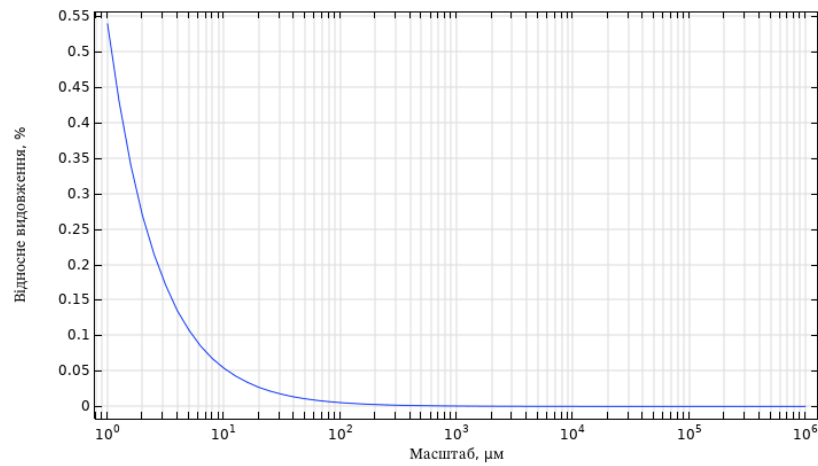


Рисунок 29 — Зображення графіку залежності відносного видовження у процентах елемента від масштабу

Виходячи з результатів на Рисунок 27Рисунок 29, зміна масштабу елемента не впливає на його абсолютне видовження, а зображенні стрибки графіку є лише наслідком низької точності розрахунків та моделювання по скінчених елементах. Ситуація аналогічна до прямокутної моделі

4.5 Вплив площі на характеристики п'єзоелемента

У даному дослідженні буде збільшуватись не весь елемент, а тільки його площа певним коефіцієнтом.

4.5.1 Прямокутна модель

На рисунках Рисунок 30Рисунок 32 представлено результати дослідження.

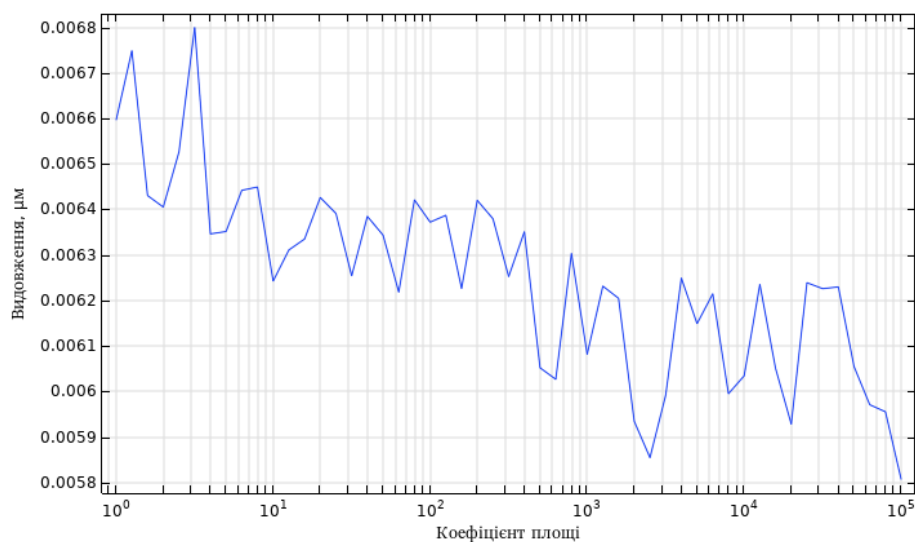


Рисунок 30 — Зображення графіку залежності видовження від коефіцієнту площі

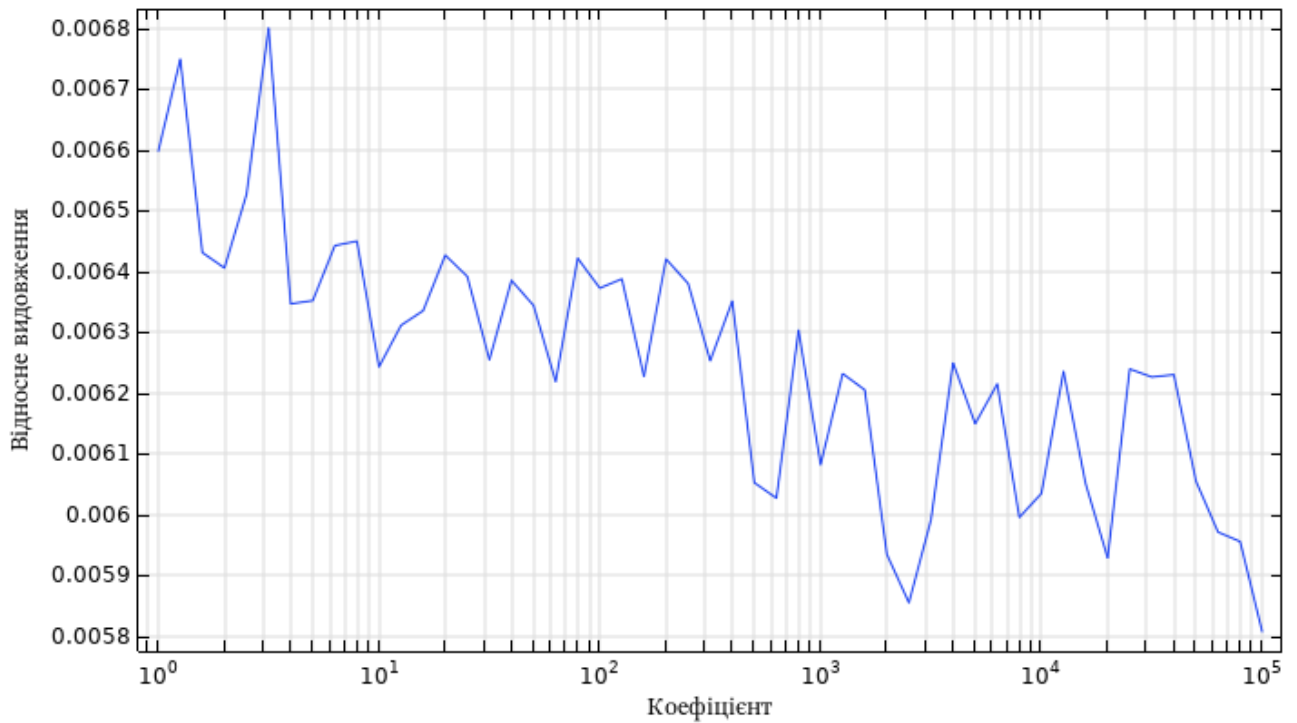


Рисунок 31 — Зображення графіку залежності відносного видовження від коефіцієнту площі

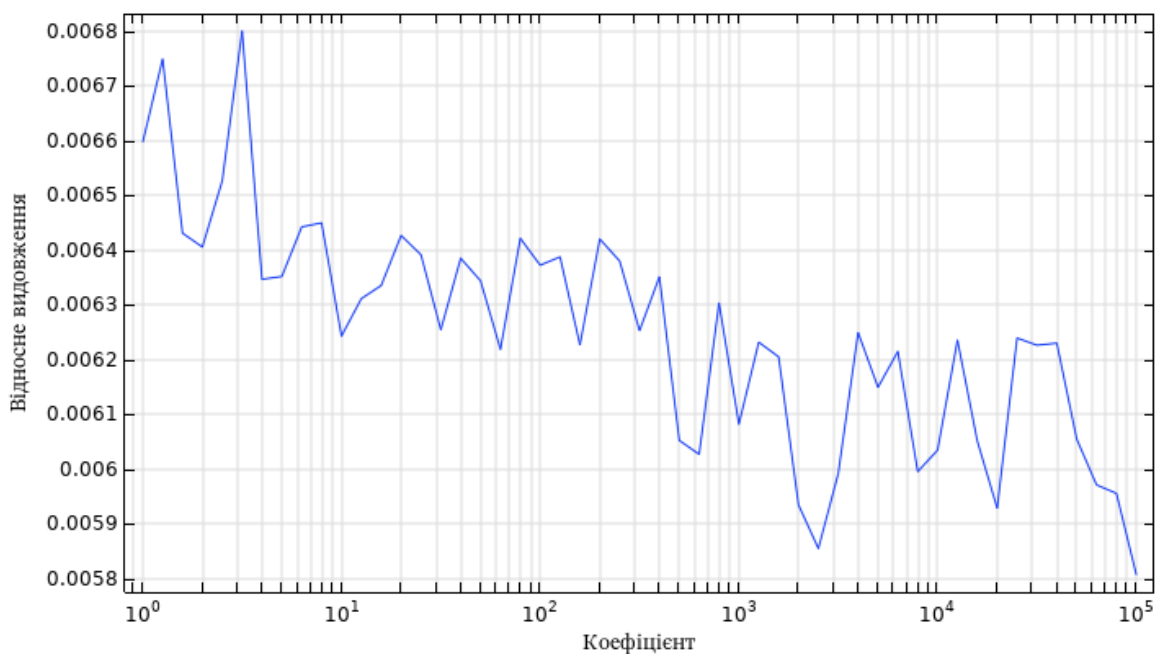


Рисунок 32 — Зображення графіку залежності відносного видовження у процентах від коефіцієнту площі

Виходячи з результатів на Рисунок 30, Рисунок 31 та Рисунок 32 зміщення елемента має обернену пропорційність до площі. Це може вплинути на вихідний пристрій, якщо він розраховувався із площею, що відрізняється від вихідної на порядки.

4.5.2 Циліндрична модель

На рисунках Рисунок 33Рисунок 35 представлено результати дослідження.

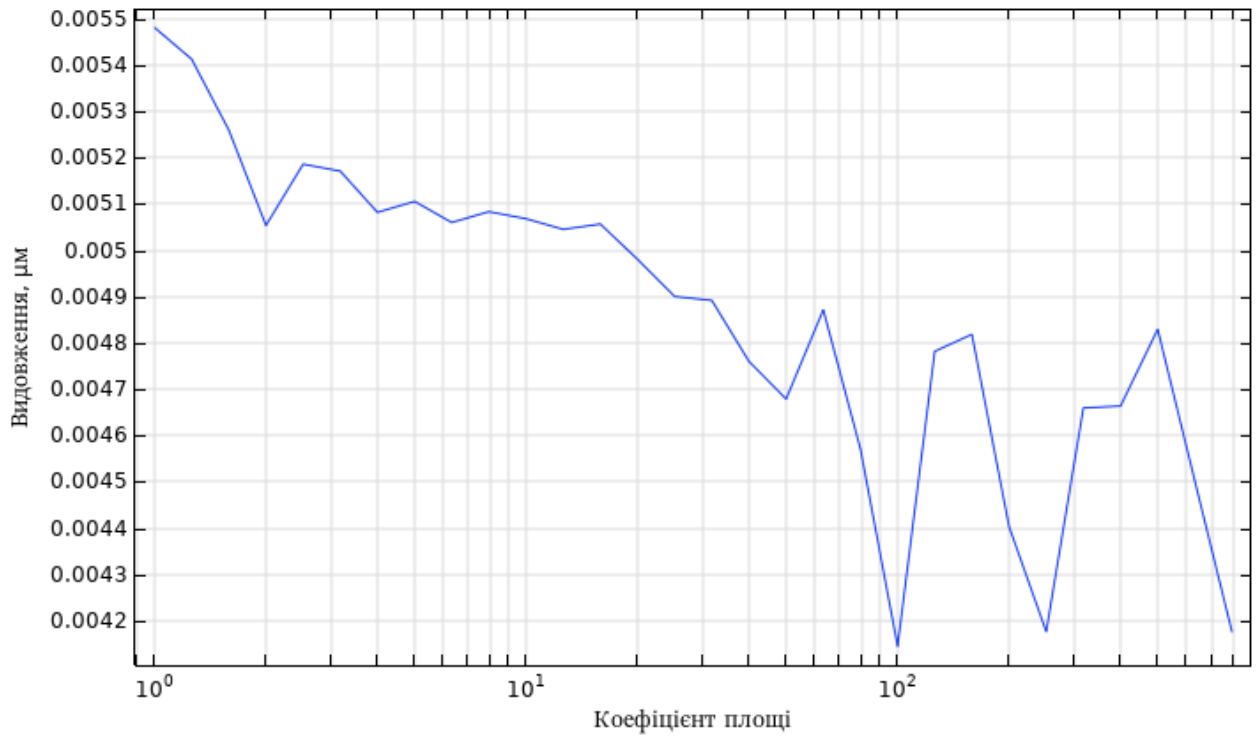


Рисунок 33 — Зображення графіку залежності видовження від коефіцієнту площі

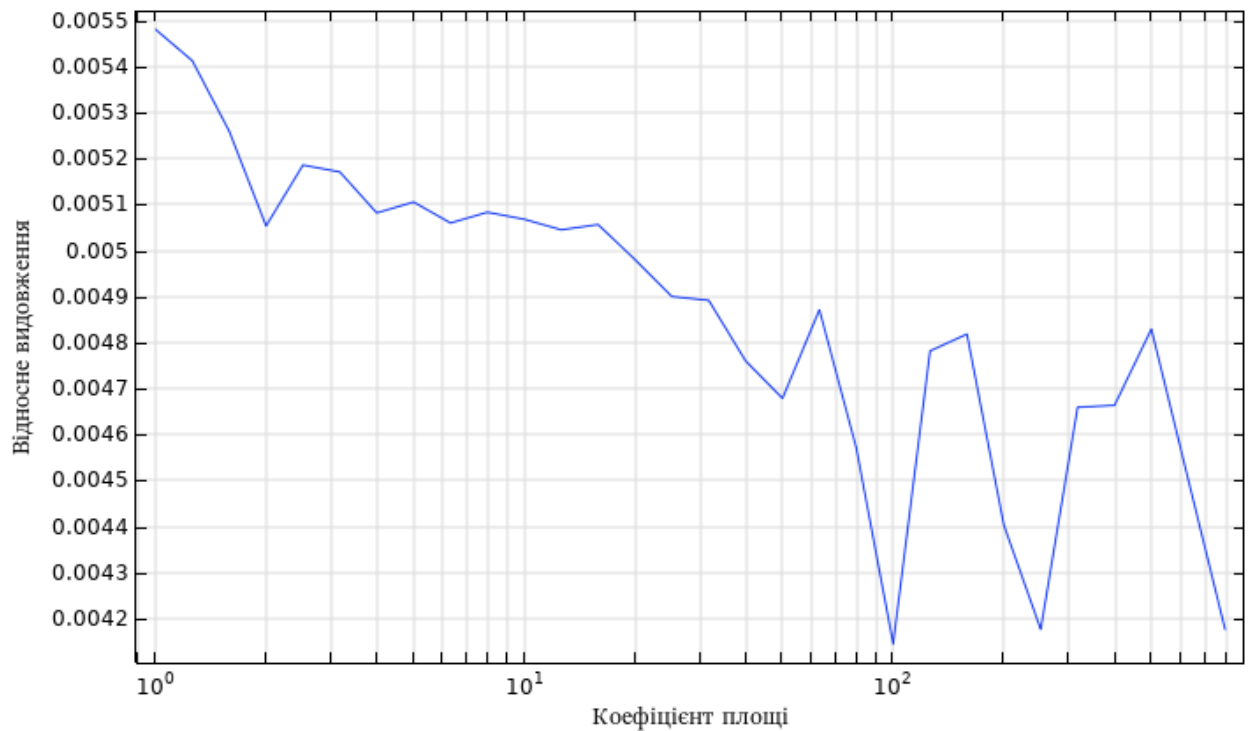


Рисунок 34 — Зображення графіку залежності відносного видовження від коефіцієнту площі

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

PI81.433671.001 ПЗ

Лис

28

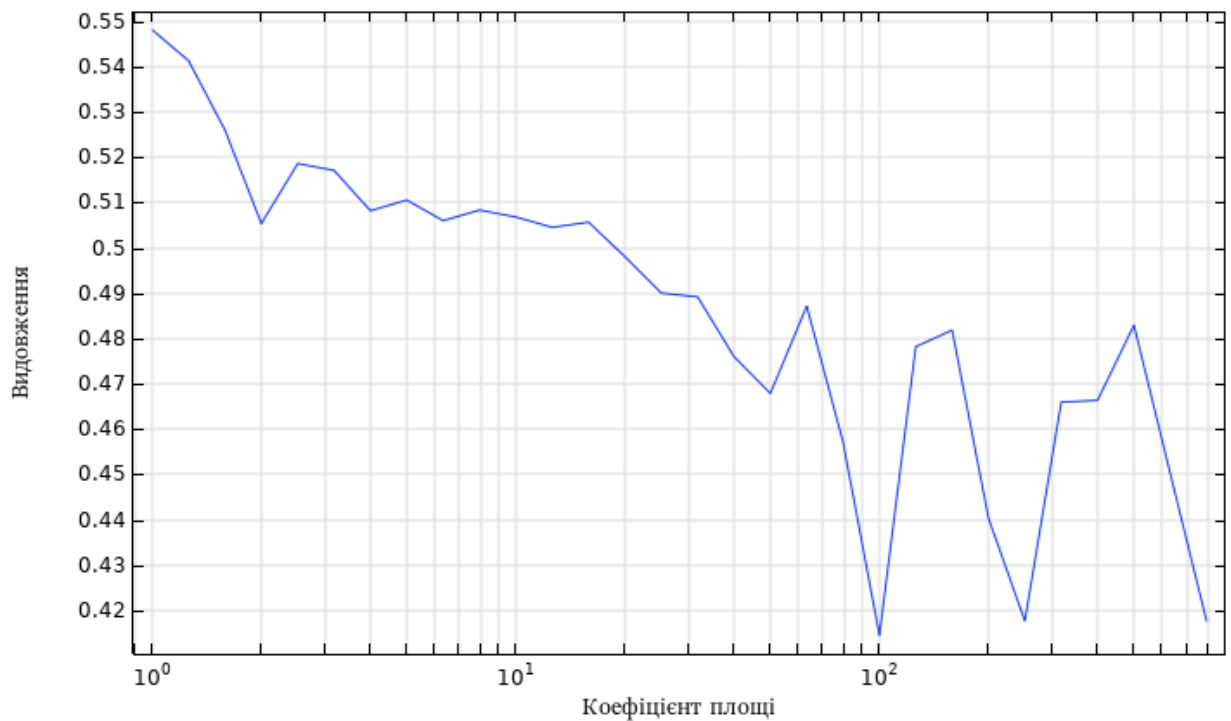


Рисунок 35 — Зображення графіку залежності відносного видовження у процентах від коефіцієнту площі

Виходячи з результатів на Рисунок 33 Рисунок 35 зміщення елемента має обернену пропорційність до площі. Це може вплинути на вихідний пристрій, якщо він розраховувався із площею, що відрізняється від вихідної на порядки.

4.6 Вихідні дані для моделювання багатошарових структур

У даному дослідженні використовується наступна модель:

1. п'єзоелемент:

— висота: $H = 20 \text{ } \mu\text{m}$;

— довжина: $L = 5 \text{ } \text{mm}$;

— ширина: $W = 2 \text{ } \text{mm}$.

2. Контакт:

— висота: $H_k = 4 \text{ } \mu\text{m}$;

— довжина: $L_k = L + H_k$;

— ширина: $W_k = W$.

Дані розміри було обрані згідно із виробничими можливостями, що вказані у джерелі [9 с. 48]. Але, через нестачу потужностей, було прийнято

рішення зменшити розміри тривимірної моделі п'єзоелемента по ширині і довжині до 40 мкм і 100 мкм відповідно.

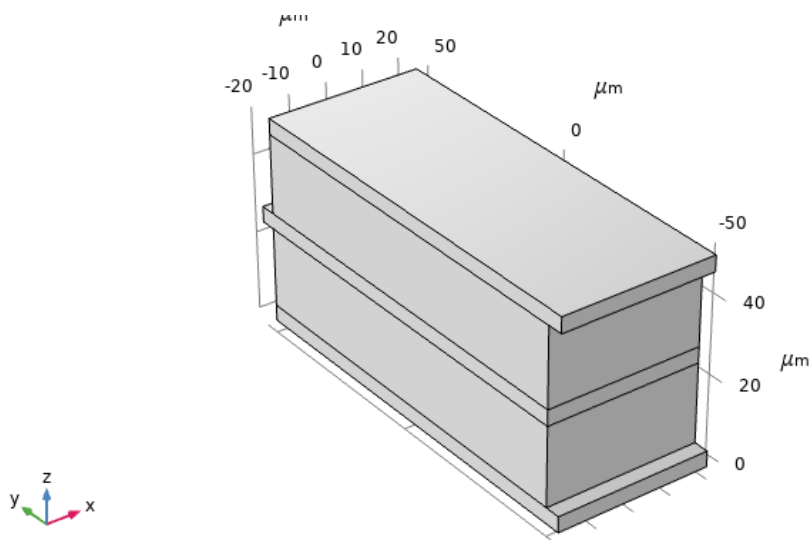


Рисунок 36 — Зображення тривимірної моделі

Модель складається із двох шарів п'єзоматеріалу та трьох контактів. У другого шару вісь Z інвертована відносно глобальної системи координат.

4.7 Дослідження характеристик багат шарових п'єзоелементів

4.7.1 Тривимірна модель

На рисунках Рисунок 37 Рисунок 39 представлено результати дослідження.

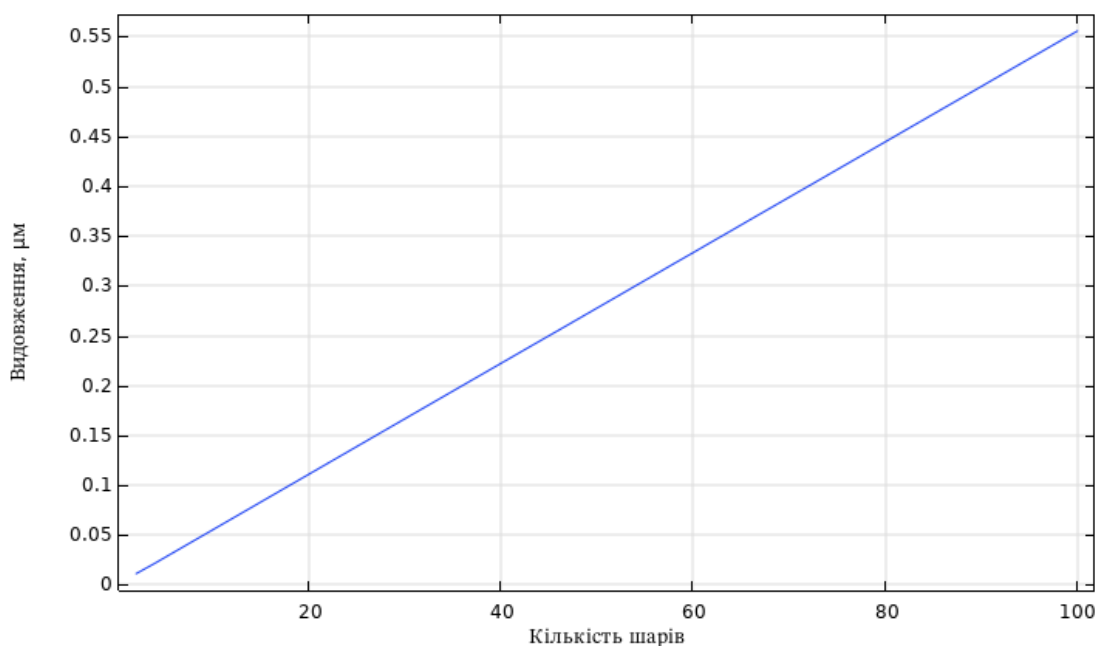


Рисунок 37 — Зображення графіку залежності видовження моделі від кількості шарів п'єзоелементі

					PI81.433671.001 ПЗ	Лис
						30
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

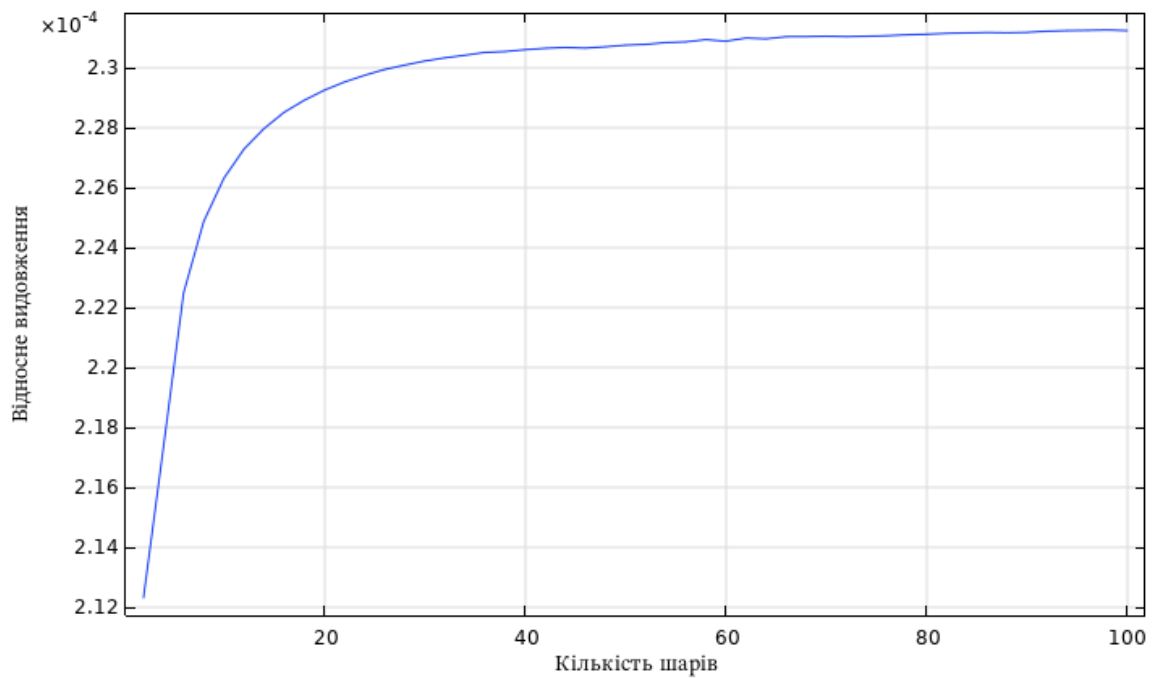


Рисунок 38 — Зображення графіку залежності відносного видовження моделі від кількості шарів п'єзоелементу

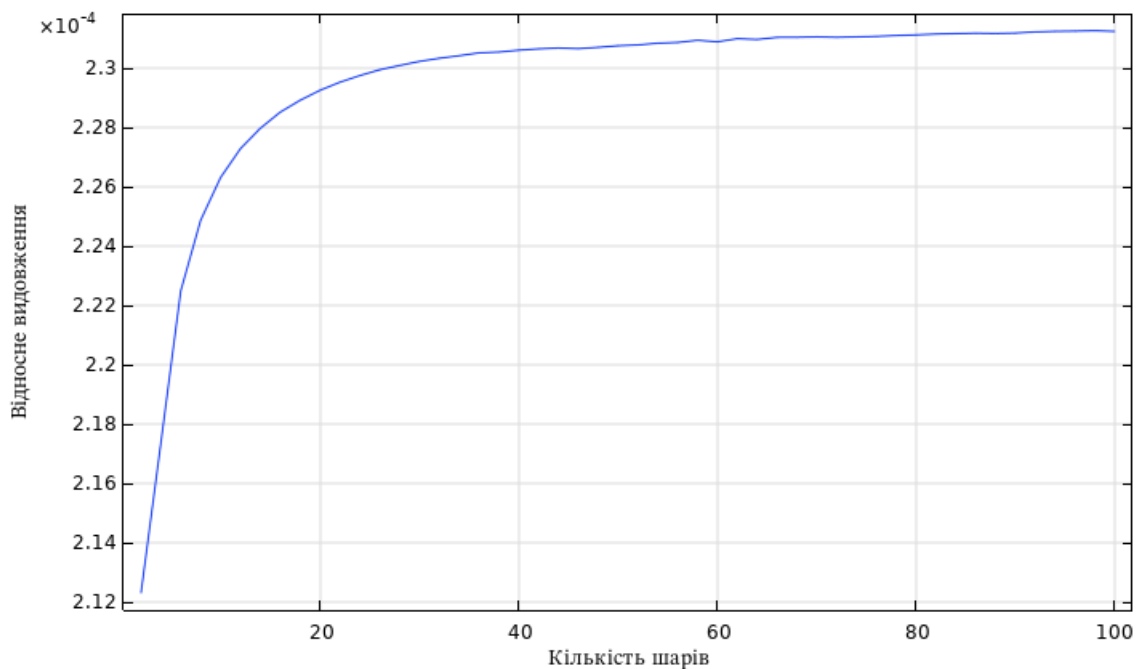


Рисунок 39 — Зображення графіку залежності відносного видовження моделі у процентах від кількості шарів п'єзоелементу

З отриманих результатів на Рисунок 37, Рисунок 38 та Рисунок 39 можна зробити висновок, що видовження прямо пропорційно залежне від кількості шарів. Але виникають наступні питання:

- чи можна це масштабувати на будь-який розмір?
- чи буде такий самий результат за початкових розмірів?

Щоб це перевірити було зроблено дослідження із початковими розмірами, але вже двовимірної моделі (Рисунок 40), що можна вважати повздовжнім розрізом).

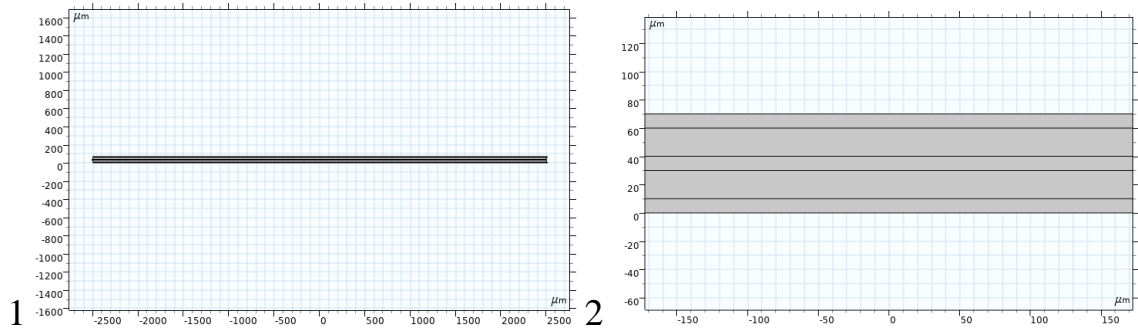


Рисунок 40 — Зображення двовимірної:

1 — повний масштаб;

2 — збільшений масштаб

Далі буде дослідження двовимірної моделі.

4.7.2 Двовимірна модель

На рисунках Рисунок 41 Рисунок 43 представлено результати дослідження.

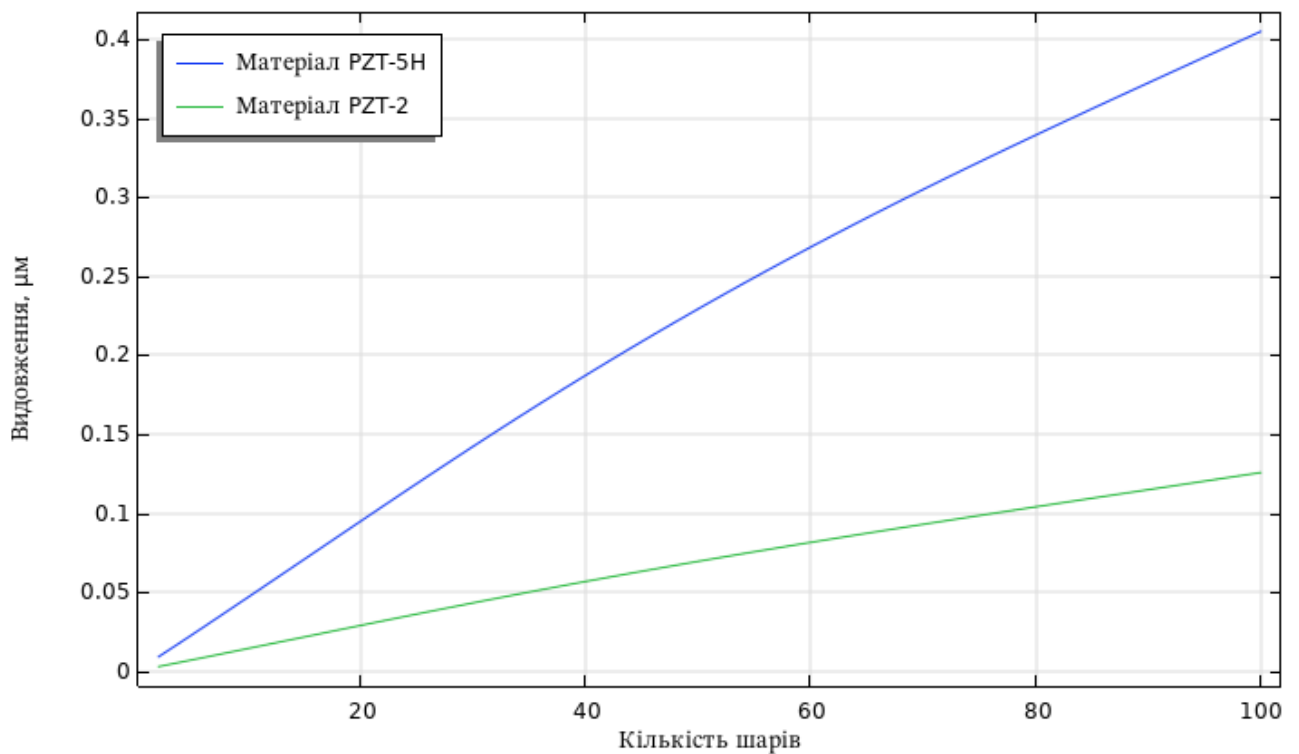


Рисунок 41 — Зображення графіків залежності видовження від кількості шарів для матеріалів PZT-5H та PZT-2

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

PI81.433671.001 ПЗ

Лис

32

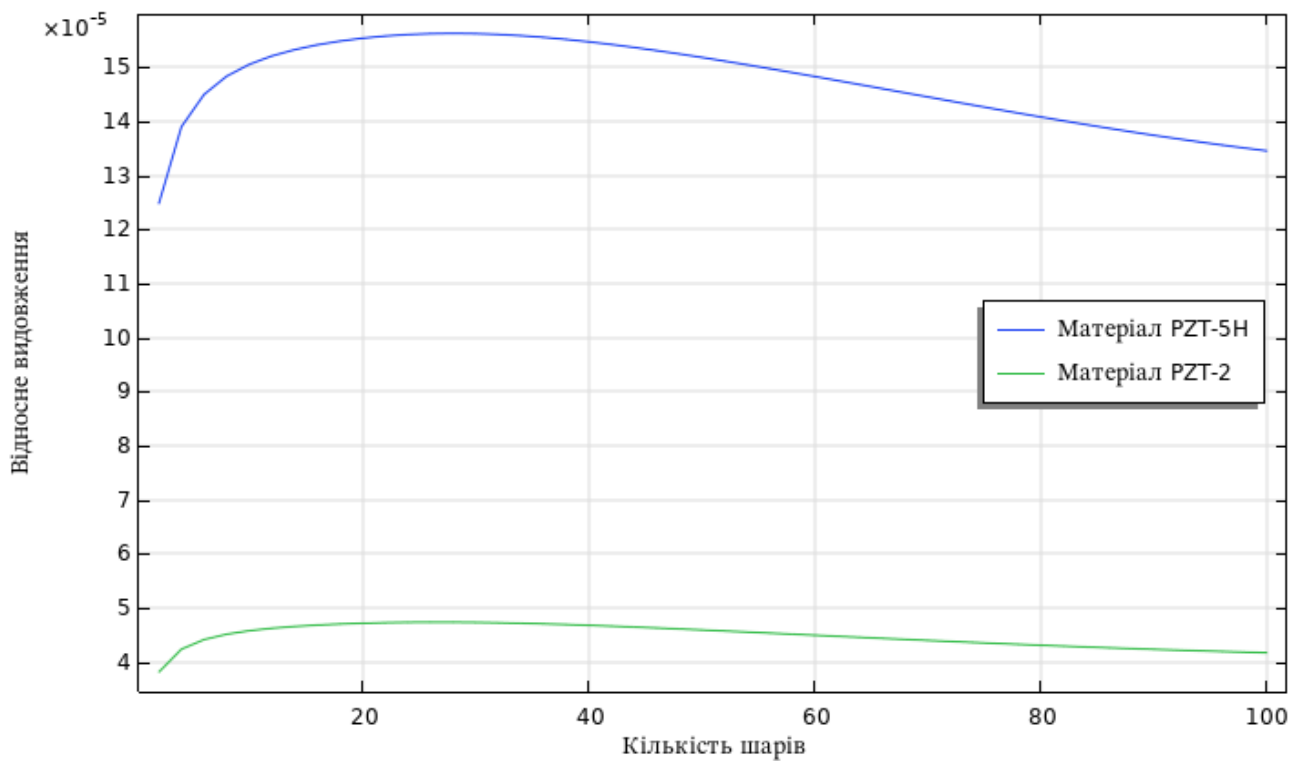


Рисунок 42 — Зображення графіків залежності відносного видовження від кількості шарів для матеріалів PZT-5H та PZT-2

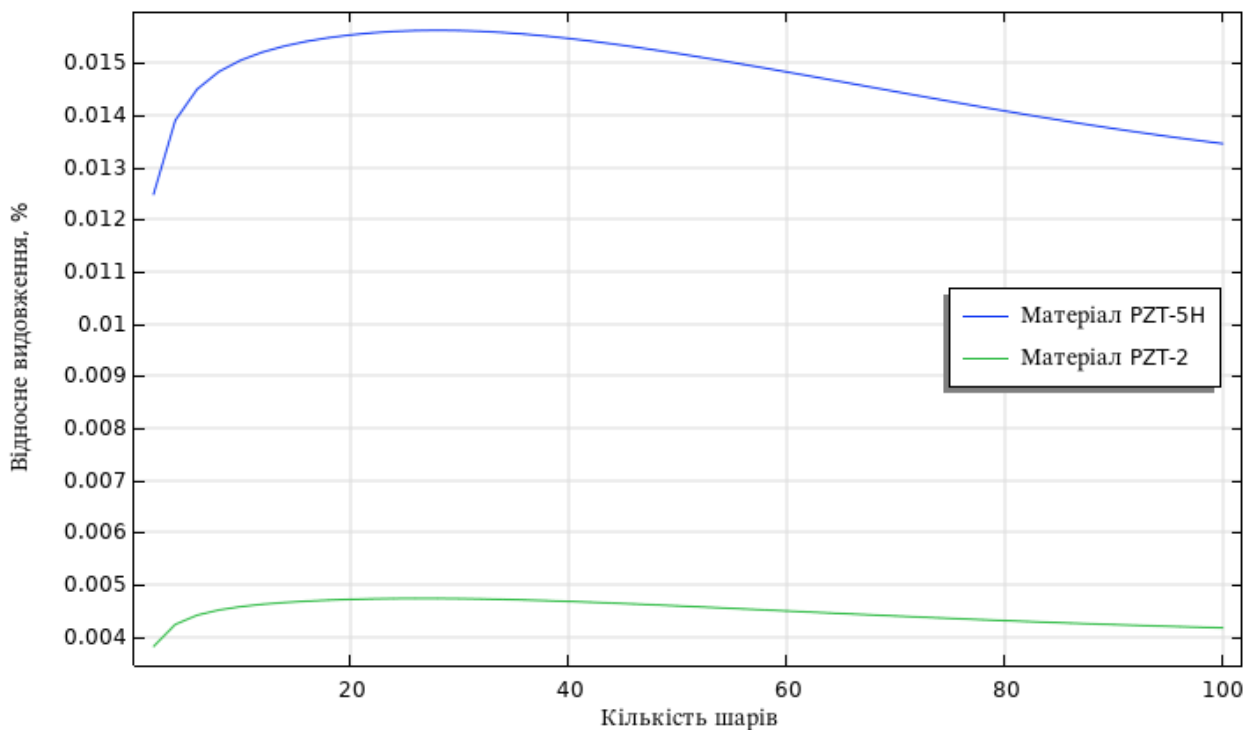


Рисунок 43 — Зображення графіків залежності відносного видовження у процентах від кількості шарів для матеріалів PZT-5H та PZT-2

Як можна бачити з результатів на Рисунок 41, Рисунок 42 та Рисунок 43, що видовження, за початкових розмірів, має прямо пропорційну залежність до 30 шарів, але після з'являється нелінійність, яка починає зменшувати

видовження. Це можна пояснити тим, що за певних розмірів та кількості шарів, стиснення елемента по двох інших осях для компенсації витягнення по одній досягає критичного значення, що починає більше впливати на результат. Це ми могли бачити у підрозділі 4.5, коли зі збільшенням площі, зменшувалось видовження елемента. У даному випадку можна вважати, що вплив від збільшення площі збільшується зі збільшенням кількості шарів.

Також, з тих же графіків, що такий ефект не є особливістю певного матеріалу.

4.8 Підсумки досліджень

У даній роботі було досліджено вплив різних характеристик на видовження п'єзоелемента по осі Z. З отриманих даних можна зробити висновок, що за існуючих матеріалів та технологій неможливо створити багат шаровий чи одношаровий п'єзоелемент із достатнім видовженням (більше, ніж 100% від висоти самого елемента). Видовження елемента мікрометрових розмірів із висотою у 1 мкм за напруги у 100 В складає усього 6,5 % від його висоти, тобто усього 65 нм (підрозділ 4.3). Збільшення висоти елемента не впливає на його абсолютне видовження, що ми можемо бачити у підрозділі 4.4. А за ефекту, який було розглянуто у підрозділі 4.7.2, нарощування кількості шарів у багат шарового елемента може не тільки не давати потрібного результату, а й негативно впливати на відносне видовження.

Потрібні матеріали та технології, що дозволять усунути перелічені недоліки існуючих матеріалів та технологій. Для найкращих результатів потрібно збільшувати параметр d_{33} , та зменшувати усі інші параметри. Також можна підвищити напругу, але у діапазоні, що є безпечним для людини.

					PI81.433671.001 ПЗ	Лис
						34
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

У результаті проведених досліджень було виявлено ряд недоліків, що унеможливають створення п'єзоактуатора із достатнім видовженням (більше 100% від висоти актуатора):

1. недоліки матеріалів:

- низьке значення коефіцієнтів видовження по осі Z (підрозділ 4.2);
- високе значення коефіцієнтів стиснення по інших осях (підрозділ 4.4);
- як наслідок попереднього недоліку, погіршення властивостей багатошарових актуаторів за досягнення певної кількості шарів (підрозділ 4.7).

2. недоліки технологій:

- велике значення мінімальної товщини шару п'єзоелектрика та контакту.

Для вирішення цих недоліків потрібно створити новий матеріал, що буде на порядки кращій за параметрами ніж існуючі, та нові технології, що дадуть змогу створювати п'єзоелементи то контакти меншою товщиною.

					<i>PI81.433671.001 ПЗ</i>	<i>Лис</i>
<i>Зм.</i>	<i>Лис</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		35

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Умные часы Omron HeartGuide смогут точно измерять артериальное давление. Smartchasy.com. URL: <https://smartchasy.com/novosti/omron-heartguide/>.
2. Тонометр OMRON RS7 Intelli IT (HEM-6232T-E). Rozetka. URL: https://bt.rozetka.com.ua/omron_rs7_intelli_it_nem-6232t-e/p89977328/.
3. Спортивный браслет Mifone L18 37 Degree. MYSKU.me. URL: <https://mysku.me/blog/china-stores/38317.html>.
4. Часы Фитнес браслет Smart Watch M4 водонепроницаемые умные часы Черные. Rozetka. URL: <https://rozetka.com.ua/252110211/p252110211/>.
5. Смарт-часы с измерением артериального давления ASUS VivoWatch BP (HC-A04) Black. Алло. URL: <https://allo.ua/ru/smart-chasy/s-izmereniem-arterial-nogo-davlenija-asus-vivowatch-bp-hc-a04-black.html>.
6. Гончарук А. В. Сенсор моніторингу артеріального тиску та пристрій на його основі : магістерська дисертація. Київ, 2018. 86 с.
7. П'єзоелектричний ефект. HELPIKS.ORG. URL: <https://helpiks.org/3-92384.html>.
8. Поплавко Ю. М., Якименко Ю. І. П'єзоелектрики : Навч. посіб. Київ : НТУУ «КПІ», 2013. 328 с.
9. Виконавчі пристрої і системи для мікропереміщень : Навч. посіб. / А. Бобцов та ін. Санкт-Петербург : Санкт-Петербурз. нац. дослід. ун-т інформ. технологій, механіки та оптики, 2011.
10. Гончарук А. В. Портативний пристрій для моніторингу артеріального тиску на зап'ясті : науково—дослідна робота на здобуття ступеня бакалавр. Київ, 2017. 67 с.
11. Смарт часы DT3 с ЭКГ Metal black. ASPOLO. URL: https://aspolo.ua/smart-chasy-dt3-s-ekg-metal-black-x104418?gclid=CjwKCAjws8yUBhA1EiwAi_tpEVWSJMZ4ZZ971jVXZHXFiWOyge1FM8aTJXnRQSW82ACrGCoKPicrBoCTUIQAvD_BwE.

					PI81.433671.001 ПЗ	Лис
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		36

12. *The MEMS Handbook* / ed. by M. Gad-el-Hak. Indiana : CRC Press LLC, 2002.
13. *MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications* / ed. by J. G. Korvink, O. Paul. Norwich : William Andrew, 2006. 992 p.
14. *MEMS Mechanical Sensors* / S. Beeby et al. London : Artech House. 280 p.
15. Liu C., Bar-Cohen Y. *Scaling Laws of Microactuators and Potential Applications of Electroactive Polymers in MEMS. Proceedings of SPIE's 6th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials, Newport Beach, 1 March 1999.* 1999.
16. Панич А. *П'єзокерамічні актуатори : Навч. посіб. Ростов-на-Дону, 2008. 159 с.*
17. *Material Properties. Piezo.com Support. URL: <https://support.piezo.com/article/62-material-properties>.*

					PI81.433671.001 ПЗ	Лис
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		37