

УДК 681.586.772+629.7.017.1

# Моделювання електромеханічних характеристик п'єзрезонансних сенсорів надлишкового тиску з мембранним керуванням міжелектродним зазором п'єзоелемента

Таранчук А. А., Підченко С. К., Жизневський А. І.

Хмельницький національний університет

E-mail: [allatr@ukr.net](mailto:allatr@ukr.net)

У роботі розглядаються питання підвищення точності моделювання перспективних п'єзрезонансних сенсорів надлишкового тиску з мембранним керуванням міжелектродним зазором п'єзоелемента. Проведений порівняльний аналіз характеристик пружних мембранних елементів, виготовлених зі сплавів двох різних типів, які розраховані за існуючими методами для плоских і гофрованих мембран, та отриманих шляхом імітаційного моделювання в системі COMSOL Multiphysics. Показано, що існуючі аналітичні методи розрахунку мембранних елементів носять наближений характер і дозволяють отримати тільки достатньо грубі оцінки, оскільки не враховують усі конструктивні особливості пружних елементів та адаптовані під експериментальні конструкції сенсорів з конкретною геометрією. Розроблена тривимірна модель сенсора надлишкового тиску для медичних застосувань дозволяє істотно підвищити точність розрахунків характеристик напружено-деформованого стану елементів при їхніх мікропереміщеннях, зняти обмеження на конструктивні особливості мембрани та способи її кріплення, суттєво скоротити терміни й витрати на розробку вимірювальних перетворювачів. Отримані результати надають широкі можливості щодо оптимізації конструкції сенсора, підвищення його точностних характеристик та зменшення на нього впливів дестабілізуючих факторів зовнішнього середовища.

*Ключові слова:* сенсор надлишкового тиску; п'єзоелемент; збудження в зазорі; пружний елемент; мембрана; 3D – модель; чисельне моделювання; медичні застосування; сфінгографічні дослідження; пульсова хвиля

DOI: [10.20535/RADAP.2018.74.51-59](https://doi.org/10.20535/RADAP.2018.74.51-59)

## Вступ

Принцип дії будь-якого вимірювального перетворювача тиску полягає в перетворенні тиску, який діє на чутливий елемент (вимірювальну поверхню), в електричний сигнал. Конструкція практично всіх перетворювачів тиску містить вимірювальну поверхню з відомою площею, чия деформація або переміщення внаслідок дії тиску визначаються в процесі вимірювань.

На теперішній час найбільше розповсюдження отримали мембранні сенсори тиску, які відрізняються високими чутливістю, лінійністю та хорошими динамічними характеристиками [1, 2]. Мембрана являє собою гнучку, як правило, круглу пластину, що здійснює пружні прогини під дією надлишкового тиску. Найчастіше, у сенсорах тиску використовують гофровані мембрани (ГМ), які в порівнянні із плоскими мембранами (ПМ) забезпечують надійну роботу при значно більших прогинах. У залежності від форми та профілю мембрани характери-

стика сенсора може бути лінійною, загасаючою або зростаючою за тиском. За допомогою гофрованих мембран можна вимірювати величини, що нелінійно пов'язані з тиском [3]. Форму профілю та число напівхвиль зазвичай обирають із конструктивних та технологічних міркувань.

Запропоновані в [3] п'єзрезонансні мембранні сенсори з підвищеними точностями характеристиками є вельми перспективними щодо їхнього використання в задачах вимірювання надлишкового тиску, зокрема в медичних застосуваннях для сфінгографічних досліджень пульсової хвилі серцево-судинної системи людини [4, 5]. У таких сенсорах використовується механізм мембранного керування ємністю міжелектродного зазору (МЗ) збудження п'єзоелемента (ПЕ) або ефект тензочутливості резонуючої мембрани (РМ) [4].

Проектування мембранних п'єзрезонансних сенсорів тиску пов'язане з розв'язанням складних проблем, а саме з отриманням необхідної характеристики пружного елемента (залежності між

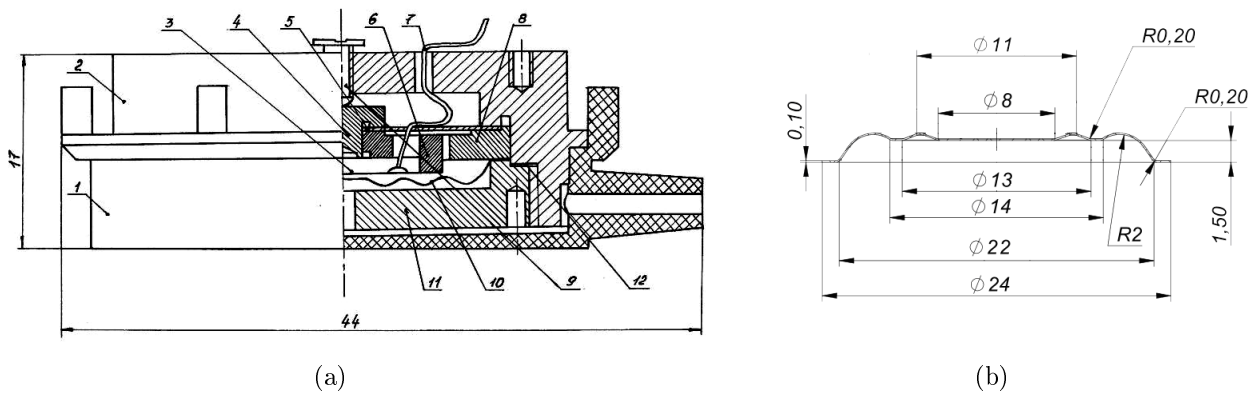


Рис. 1. Конструкція сенсора тиску зі змінним міжелектродним зазором збудження (а) та з металічною мембраною (б)

тиском і його переміщенням) та забезпеченням відповідних умов збудження (ємнісного зазору збудження) п'єзоелемента [1, 4]. При цьому, при проектуванні сенсорів тиску даного типу з підвищеними точностями характеристиками накладаються жорсткі вимоги щодо забезпечення необхідної величини ємності міжелектродного зазору, а отже, і щодо конструктивних і пружних характеристик вимірювальних мембранних елементів.

## Постановка завдання

Існуючі аналітичні методи розрахунку мембранних елементів носять наближений характер і дозволяють отримати достатньо наближені оцінки, оскільки не враховують усі конструктивні особливості мембран, типи їх кріплення та адаптовані під експериментальні конструкції сенсорів з конкретною геометрією. Однак, суттєвою перевагою даних методів є їх відносна простота та широка доступність із-за відсутності потреби в використанні спеціалізованих програмних пакетів для їх реалізації, що обумовлює їх переважне використання в інженерних розрахунках мембранних перетворювачів фізичних величин [6].

У той же час, аналіз режиму мікропереміщень, що використовується в мембранних п'єзорезонансних сенсорах тиску [3] вимагає більш точних розрахунків напружено-деформованого 3D-стану пружних елементів під час їх переміщень. У зв'язку з цим особливу роль у процесі проектування мембранних елементів набувають методи математичного та комп'ютерного 3D-моделювання, застосування яких дозволяє істотно підвищити точність розрахунків та скоротити терміни й витрати на розробку вимірювальних перетворювачів мембранного типу. Таким чином, є актуальним створення узагальненої моделі пружних мембран, в якій знімались би обмеження щодо типу, форми пружних елементів та початкових навантажень в зонах їх кріплення. Таку модель доцільно побудувати на основі відомого методу скінченних елементів [7],

який добре себе зарекомендував у даних задачах та реалізований у цілому ряді програмних продуктів, зокрема MATLAB / FEMLAB / COMSOL Multiphysics.

Метою роботи є проведення чисельного 3D-моделювання мембранного вузла п'єзорезонансного сенсора тиску та порівняння отриманих електро-механічних характеристик з результатами розрахунків за аналітичними методами для визначення обґрунтованості їх використання при проектуванні вимірювальних перетворювачів даного типу.

## 1 Конструктивні особливості побудови мембранного сенсора тиску зі змінною ємністю зазору

Запропонований в [3] мембранний сенсор тиску (рис. 1) складається з полістиролового корпусу 1, який з'єднується з основою 2 за допомогою клею. У донній частині основи 2 сенсора встановлено вузол кварцоутримувача 6, який містить співвісну з'єднувальну заклепку 4, пружний елемент 5, затиснений по контуру між виступом основи 2 і металевим опорним кільцем 8 притискною гайкою 11. Між верхньою проточкою основи 2 і притискною гайкою 11 встановлено кільце ущільнювача 12. На робочу поверхню кварцоутримувача 6 співвісне з ним установлений плоский дисковий п'єзоелемент АТ-зрізу 3. Круглий електрод, що напилений на звернену до кварцоутримувача поверхню електрично з'єднаний потенційним виводом сенсора 7. У гайці 11 є наскрізний отвір, що призначений для передачі повітря в камеру тиску, а також два глухих отвори під торцевий ключ.

Завдяки системі жорсткої фіксації вузла кварцоутримувача 6 і мембрани 10 забезпечується паралельність і співвісність її робочої поверхні з поверхнею п'єзоелемента 3 при мінімумі деталей сенсора та без застосування зварювальних операцій. Величина початкового зазору між цими поверхнями встановлюється регулювальним гвинтом 9. Товщина опор-

ного кільця 8 така, що величина початкового зазору між кварцовим п'єзоелементом 3 і мембраною 10 досягає необхідного значення лише при наявності прогину пружного елемента 5 під дією підтискання останнього регульовальним гвинтом 9.

Принцип роботи мембранного сенсора тиску полягає в наступному [6]. При відсутності надлишкового по відношенню до атмосферного тиску повітря в манжеті, яка приєднана трубкою до штуцерної частини корпусу 1, деформація мембрани 10 відсутня, тому що внутрішній об'єм основи 2 не герметичний і тиск на мембрану 10 з обох її сторін однаковий. Кварцовий резонатор, утворений п'єзоелементом 3 і металевією мембраною 10, включений у схему автогенератора первинного вимірювального перетворювача потенційним виводом 7 і загальним виводом сенсора – корпусною поверхнею основи 2. За відсутності дії надлишкового тиску автогенератор збуджується на частоті  $f_0$  (рис. 2). При тиску, що перевищує атмосферний, відбувається прогин мембрани 10, у результаті чого величина зазору між вільною поверхнею п'єзоелемента 3 і поверхнею центральної частини ГМ зменшується, що призводить до зниження резонансної частоти кварцового резонатора зі змінним ємнісним зазором [5]:

$$f(x) = f_0 \sqrt{1 + \frac{m}{1 + \frac{h_{\text{ПЕ}}}{\epsilon_{\text{ПЕ}} x}}} \approx f_0 \left( 1 + \frac{0,5m}{1 + \frac{h_{\text{ПЕ}}}{\epsilon_{\text{ПЕ}} x}} \right), \quad (1)$$

де  $f_0$  – номінальна частота коливальної системи для  $x = 0$ ;  $x = x_0 - x_{\text{зМ}}$  – поточне значення величини міжелектродного зазору;  $x_0, x_{\text{зМ}}$  – початковий зазор та величина ходу рухомого електрода (мембрани);  $m = C_q/C_0$  – ємнісне співвідношення,  $C_q, C_0$  – динамічна та статична еквівалентні ємності ПЕ;  $h_{\text{ПЕ}}$  – частотовизначаючий розмір ПЕ (товщина);  $\epsilon_{\text{ПЕ}}$  – відносна діелектрична проникність матеріалу ПЕ (для кварцу  $\epsilon_{\text{ПЕ}}=4,5$ ).

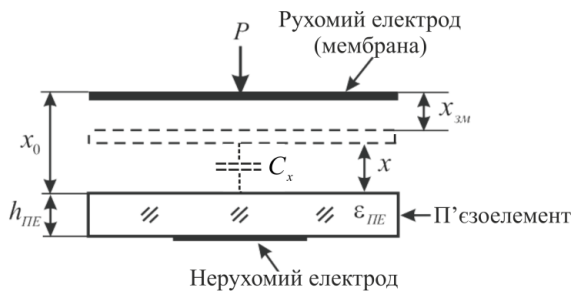


Рис. 2. Механічна схема сенсора надлишкового тиску

З електричної точки зору збудження п'єзоелемента в зазорі еквівалентно зміні динамі-

чної ємності кварцового резонатора:

$$C_{qx} = \frac{C_q C_x^2}{(C_x + C_0)(C_x + C_0 + C_q)} \approx \frac{C_q}{(1 + C_0/C_x)^2}, \quad (2)$$

де  $C_x$  – ємність міжелектродного зазору збудження п'єзоелемента [5].

## 2 Розрахунок пружних характеристик вимірювальної діафрагми сенсорів тиску зі змінним міжелектродним зазором збудження

Металічна гофрована мембрана (рис. 3а) представляє собою оболонку складної форми, тому її аналітичні розрахунки, пов'язані з великими обчислювальними труднощами. При розрахунках в області мікронних переміщень мембран, напружених рівномірно розподіленим тиском використовують наближені способи, при яких розраховується елемент кінцевих розмірів (рис. 3б) і далі він порівнюється з елементом плоскої мембрани (рис. 3в) [6].

Елемент плоскої мембрани з однаковою жорсткістю при навантаженнях вигинається та розтягується в радіальному й окружному напрямках однаково. У той час, геометрична форма гофрованого елемента має різні жорсткості в тих самих напрямках і тому елемент надає значно менший опір вигину й розтягу, чим в окружному напрямку. У зв'язку з цим, всі аналітичні розрахунки для визначення напружено – деформованого стану гофрованої мембрани спрощують, використовуючи модель плоскої анізотропної мембрани. Такі розрахунки є не точними й призводять до певних метрологічних похибок уже на етапі конструювання та виготовлення мембранних сенсорів тиску.

Переміщення круглої плоскої зацмленої мембрани під дією рівномірного навантаження надлишковим тиском  $\Delta P$  у межах робочого радіусу  $r$  можна визначити за допомогою рівняння з [6]

$$x_{\text{зМ}} = \frac{3 \cdot (1 - \mu^2) \cdot (R_M^2 - r^2)^2}{16 E h^3} \cdot \Delta P, \quad (3)$$

де  $x_{\text{зМ}}$  – прогин мембрани під дією тиску на відстані  $r$  від центру;  $\mu, E$  – коефіцієнт Пуассона та модуль пружності (модуль Юнга) матеріалу мембрани;  $R_M, h$  – робочий радіус та товщина мембрани.

При цьому максимальна механічна напруга, що виникає в матеріалі мембрани під дією тиску визначається виразом:

$$\sigma_{\text{макс}} = \frac{3 R_M^2}{4 h^2} \cdot \Delta P. \quad (4)$$

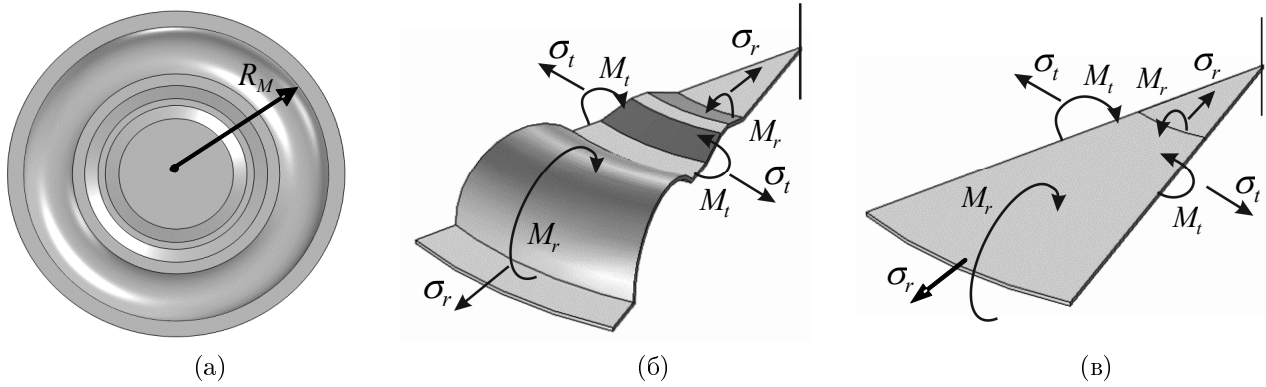


Рис. 3. Гофрована мембрана (а) та механічні навантаження на елементи гофрованої (б) і плоскої (в) мембрани: механічні напруги  $\sigma_r$ ,  $\sigma_t$  та згинальні моменти  $M_r$ ,  $M_t$  у радіальному й круговому напрямках відповідно

Зв'язок між тиском  $\Delta P$ , діаметром мембрани  $D$  та її товщиною  $h$  можна представити у вигляді емпіричного рівняння:

$$h = k_h \cdot D \cdot \sqrt{\Delta P}, \quad (5)$$

де емпіричний коефіцієнт  $k_h$  знаходиться в межах від  $1,12 \cdot 10^{-2}$  до  $1,37 \cdot 10^{-2}$ .

Основні параметри найбільш розповсюджених для виготовлення металічних мембран сплавів зведені в [1] та представлені у табл. 1.

Табл. 1 Основні властивості матеріалів металічних мембран

| Марка сплаву | Модуль пружності $E$ , Па | Коефіцієнт Пуассона $\mu$ | Густина $\rho$ , кг/м <sup>3</sup> |
|--------------|---------------------------|---------------------------|------------------------------------|
| 36НХТЮ       | $195 \cdot 10^9$          | 0,28                      | 7900                               |
| БрБ2         | $129 \cdot 10^9$          | 0,28                      | 8200                               |

Стандартний розрахунок гофрованих мембран [6] передбачає розв'язок рівняння:

$$a \frac{x_{зм \max}^3}{h} + b \frac{x_{зм \max}^3}{h^3} = \frac{\Delta P R_M^4}{E h^4}, \quad (6)$$

$$\text{де } a = \frac{2(3+\alpha)(1+\alpha)}{3k_1 \left(1 - \frac{\mu^2}{\alpha^2}\right)}; \quad b = \frac{32k_1}{\alpha^2 - 9} \left[ \frac{1}{6} - \frac{3-\mu}{(\alpha-\mu)(\alpha+3)} \right];$$

$$\alpha = \sqrt{k_1 k_2}.$$

Коефіцієнти  $k_1$  й  $k_2$  вибираються з таблиць, наведених в [6] і залежать від профілю ГМ. Наприклад, для трапецеподібного профілю:

$$k_1 = \frac{1 - \frac{2a}{l}}{\cos \theta_0} + \frac{2a}{l};$$

$$k_2 = \frac{H^2}{h^2} \left[ \frac{1 - \frac{2a}{l}}{\cos \theta_0} + \frac{6a}{l} \right] + \left( 1 - \frac{2a}{l} \right) \cos \theta_0 + \frac{2a}{l}, \quad (7)$$

де  $a$ ,  $l$ ,  $h$ ,  $H$ ,  $\theta_0$  — параметри профілю мембрани (рис. 4).

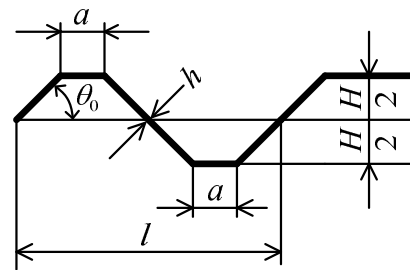


Рис. 4. Параметри профілю мембрани

### 3 Визначення ємності міжелектродного зазору мембранного сенсора тиску

Сенсори тиску мембранного типу конструюються таким чином, що мембрана є рухомих електродом ємнісного перетворювача (рис. 2). При цьому зміна електричної ємності відбувається при зміні відстані між електродами  $x$ . Діелектриком являється повітря між пластинами конденсатора. При аналітичних розрахунках зазвичай використовують наближені методи обчислення й вирішують електростатичні задачі для моделей плоского конденсатора.

Номинальна ємність повітряного конденсатора, що утворена мембраною та нерухомим електродом для  $\Delta P = 0$  [2], дорівнює

$$C_x = \frac{\varepsilon_0 \cdot S_{\text{ел}}}{0}, \quad (8)$$

де  $\varepsilon_0$  — діелектрична постійна, що дорівнює  $8,85 \cdot 10^{-2}$  пФ/см;  $S_{\text{ел}}$  — площа електродів,  $S_{\text{ел}} = \pi \cdot R_e^2$ , де  $R_e$  — радіус електрода;  $x_0$  — початковий зазор між мембраною й електродом.

Для центральної кільцеподібної зони на мембрані шириною  $dr$  та довжиною  $2\pi r$ , що розташована на відстані  $x_{зм}$  від нерухомої пластини, приріст електричної ємності:

$$\Delta C_x = \frac{\varepsilon_0 \cdot S_{\text{ел}}}{x_0 - x_{зм}} = 2\pi \varepsilon_0 \frac{r dr}{x_0 - x_{зм}}. \quad (9)$$

Для малих відхилень  $x_0/x_{зм} \ll 1$  можна використати апроксимацію:

$$\frac{1}{x_0 - x_{зм}} = \frac{1}{x_0} \cdot \left(1 + \frac{x_{зм}}{x_0}\right). \quad (10)$$

У цьому випадку приріст ємності  $\Delta C$  дорівнює:

$$\Delta C_x = \frac{2\pi\epsilon_0}{x_0} \int_0^{R_M} \left(1 + \frac{x_{зм}}{x_0}\right) r dr. \quad (11)$$

Підставляючи значення  $x_{зм}$  (3) у (11), отримуємо:

$$\Delta C_x = \frac{\pi \epsilon_0 \cdot (1 - \mu^2) \cdot R_M^6}{16 E x_0^2 h^3} \cdot \Delta P, \quad (12)$$

та відносну зміну ємності:

$$\frac{\Delta C_x}{C_x} = \frac{(1 - \mu^2) \cdot R_M^4}{16 E x_0 h^3} \cdot \Delta P. \quad (13)$$

#### 4 Чисельне моделювання напружено-деформованого стану гофрованої мембрани в COMSOL Multiphysics

Чисельне моделювання напружено-деформованого стану металічної гофрованої мембрани виконано на основі метода скінченних елементів шляхом розв'язання мультифізичної задачі електромеханіки за допомогою системи фізичного моделювання COMSOL Multiphysics.

Основними елементами тривимірної (3D) моделі п'єзореzonансного сенсора надлишкового тиску (рис. 5 а) є п'єзоелемент, який розташований на спеціальних кварцоутримувачах та гофрована мембрана, що жорстко закріплена по контуру. П'єзоелемент з нанесеним у центрі електродом і ГМ (рис. 5 б) утворюють кварцовий резонатор зі збудженням в зазорі п'єзоелементом, керованим надлишковим тиском  $\Delta P$ . Резонансна частота сенсора залежить від ємності зазору збудження  $C_x$  (8), яка утворюється між ПЕ і центральною частиною гофрованої мембрани (рис. 2).

Для лінійних умов (малих переміщень) програмне забезпечення COMSOL Multiphysics формалізує режим напружено-деформованого стану за допомогою рівняння [8]:

$$\sigma = \mathbf{D}\epsilon, \quad (14)$$

де  $\mathbf{D}$  — матриця пружності, а вектори механічних напруг і деформацій  $\sigma = [\sigma_x \sigma_y \sigma_z \tau_{xy} \tau_{yz} \tau_{xz}]^T$  і

$\epsilon = [\epsilon_x \epsilon_y \epsilon_z \epsilon_{xy} \epsilon_{yz} \epsilon_{xz}]^T$  складаються з трьох нормальних компонент  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  і  $\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z$  та трьох дотичних (за симетрії  $\tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{xz} = \tau_{zx}, \tau_{yz} = \tau_{zy}, \epsilon_{xy} = \epsilon_{yx}, \epsilon_{xz} = \epsilon_{zx}, \epsilon_{yz} = \epsilon_{zy}$ ) компонент  $\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{xz}$  і  $\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z$ .

В ізотропній інтерпретації матриця пружності  $\mathbf{D}$  визначається як:

$$\mathbf{D} = \frac{E}{(1 + \mu)(1 - 2\mu)} \cdot \begin{bmatrix} 1 - \mu & \mu & \mu & 0 & 0 & 0 \\ \mu & 1 - \mu & \mu & 0 & 0 & 0 \\ \mu & \mu & 1 - \mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\mu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\mu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\mu}{2} \end{bmatrix} \quad (15)$$

де  $E$  — модуль Юнга;  $\mu$  — коефіцієнт Пуассона (табл. 1).

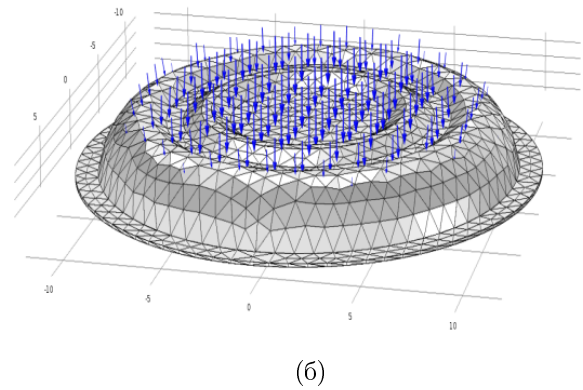
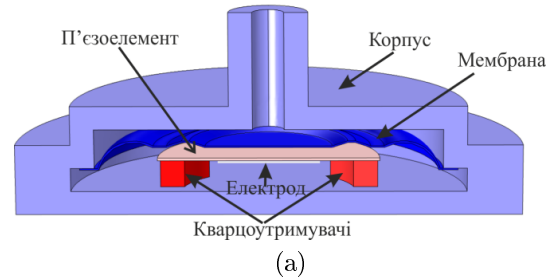


Рис. 5. Тривимірна модель сенсора надлишкового тиску (а) та навантажена тиском гофрована мембрана (б) (COMSOL Multiphysics)

При прикладенні тиску  $P$ , який перевищує атмосферний, відбувається прогин мембрани (рис. 6), у результаті чого величина зазору  $x_{зм \max}$  між центральною поверхнею ПЕ й робочою поверхнею ГМ зменшується. Як видно, при цьому мембрана отримує перемінний прогин. Найбільше переміщення має центр мембрани, а найменше — її периферія (рис. 6 а, б).

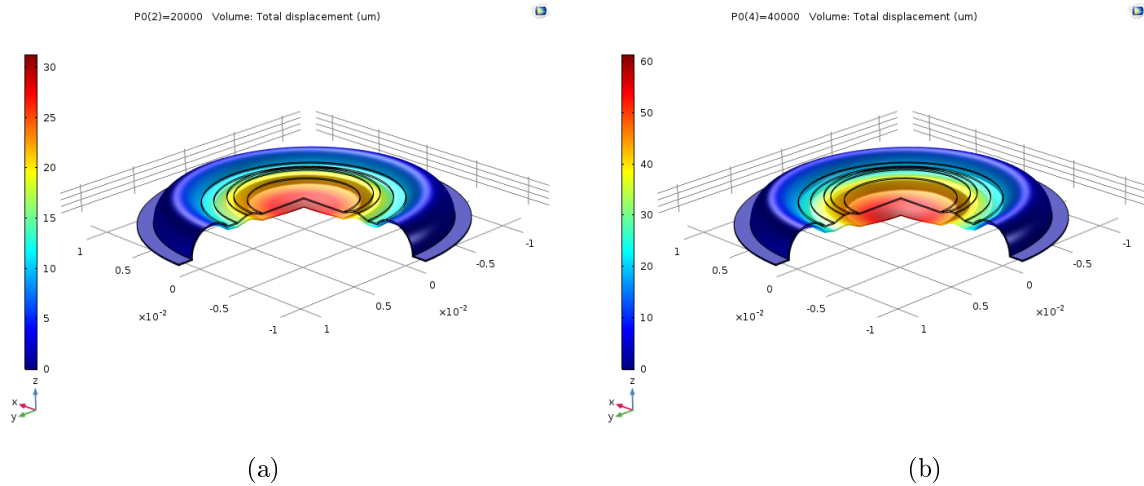


Рис. 6. Профілі мікропереміщень ГМ  $x_{зм\max}$  повздовж вісі  $z$ , напруженої рівномірно розподіленим тиском  $\Delta P$ :  $x_{1зм\max} = 31,28$  мкм при  $\Delta P_1 = 20000$  Па (а);  $x_{2зм\max} = 61,39$  мкм при  $\Delta P_2 = 40000$  Па (б)

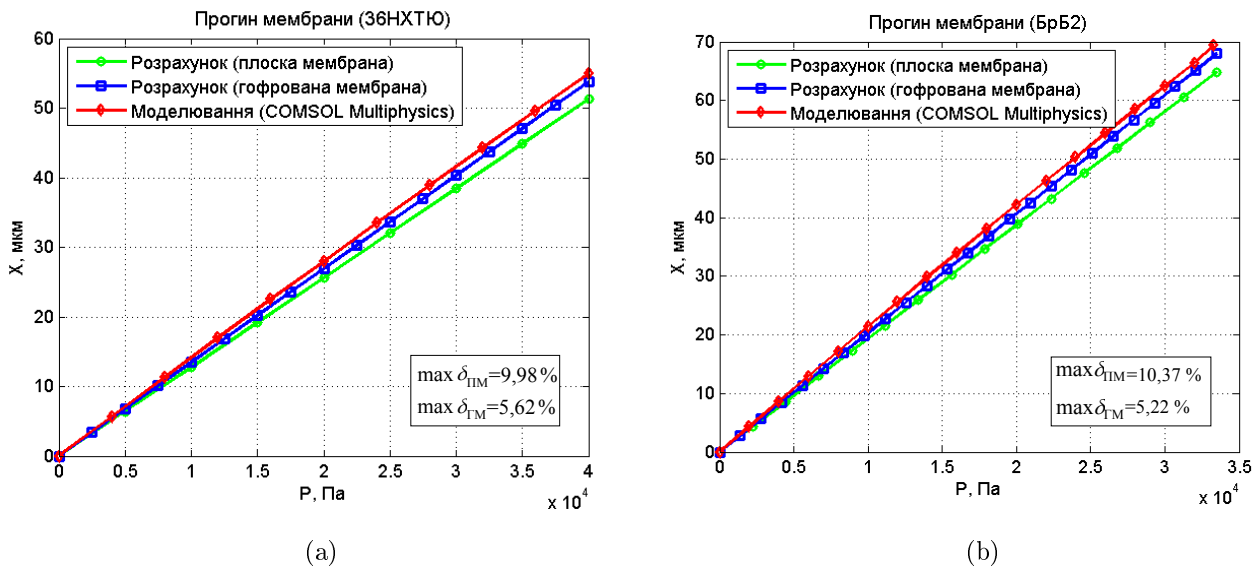


Рис. 7. Залежності ємності зазору збудження ПЕ  $C_x$  від величини прикладеного тиску  $\Delta P$

## 5 Дослідження робочих характеристик п'єзореzonансного сенсора надлишкового тиску зі змінним міжелектродним зазором збудження

Для дослідження робочих характеристик п'єзореzonансного сенсора надлишкового тиску зі змінним міжелектродним зазором збудження проведено порівняльний аналіз залежностей прогину мембрани  $x_{зм\max}$  (рис. 7 а, б) та залежностей ємності міжелектродного зазору  $C_x$  (рис. 8 а, б), отриманих в ході аналітичних розрахунків за співвідношеннями (3) - (7) та (8) - (13), а також шляхом чисельного моделювання в COMSOL Multiphysics при заданій температурі матеріалів —  $20^\circ\text{C}$  (рис. 6). Параметри мембран відповідали профілю (рис. 1 б)

і матеріалам 36НХТЮ, БрБ2 (табл. 1). Початковий зазор  $x_0$  між рухомим електродом (мембрана) та поверхнею ПЕ дорівнював 70 мкм. Також визначались максимальні похибки аналітичних розрахунків для плоскої тах  $\delta_{\text{ПМ}}$  та гофрованої тах  $\delta_{\text{ГМ}}$  мембран відносно результатів чисельного моделювання в COMSOL Multiphysics.

Результати імітаційного моделювання підтверджують високу лінійність характеристик прогину ГМ у діапазоні надлишкового тиску  $\Delta P \in [0; 40000]$  Па або  $\Delta P \in [0; 300]$  мм рт. ст., які отримані розрахунковим шляхом (рис. 7). У той же час, використання співвідношення (3) для плоскої мембрани (ПМ) дає найбільшу похибку, так як не враховує пружні характеристики гофрованого профілю мембрани. Використання рівняння (6) для ГМ дає більш точні результати (зменшує похибки розрахунків приблизно в 2 рази). Наявна похибка обумовлена не зовсім точним описом гофрованого профілю реальної мем-

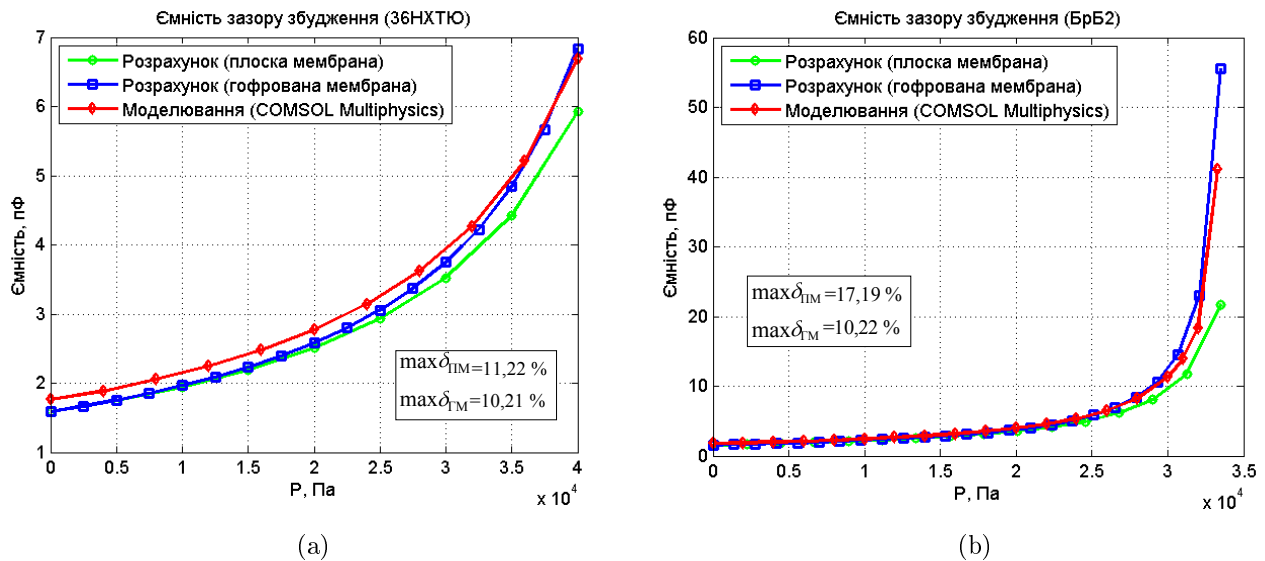


Рис. 8. Залежності ємності зазору збудження ПЕ  $C_x$  від величини прикладеного тиску  $\Delta P$

брани (рис. 1 б) і потребує уточнення поправочних коефіцієнтів  $k_1$ ,  $k_2$  (7) [6]. Мембрана зі сплаву БрБ2 забезпечує практично на 50 % більше чутливість у порівнянні з мембраною зі сплаву 36НХТЮ. Однак, її максимальний прогин виходить за допустимий діапазон  $x_{зм} \in [0; x_0]$ , що треба враховувати при конструюванні сенсорів тиску даного типу (рис. 7).

Розрахунок ємності міжелектродного зазору збудження ПЕ  $C_x$  за допомогою співвідношень (8), (12) дає практично повне співпадіння для плоскої й гофрованої мембрани в інтервалі “малих” переміщень  $x_{зм} \in [0; 10]$  мкм (рис. 8). У той же час, дані розрахунки дають занижені значення ємності  $C_x$  в порівнянні з імітаційним моделюванням, тому що враховують тільки центральну робочу область мембрани. Гірші результати спостерігаються в області великих переміщень, де похибка розрахунків для ПМ значно зростає. Для ГМ розрахунок ємності дає значно кращі результати, але в кінці діапазону прогину має завищені значення, із-за неврахування ефекту прогину центральної частини мембрани (рис. 6). Даний ефект викликає зростання похибки визначення ємності  $C_x$  в кінці діапазону прогину для більш “м’яких” мембран, що ілюструє рис. 8 б.

## Висновки

Є вельми перспективним використання в задачах сфінгографічних досліджень серцево-судинної системи людини п’єзореzonансних сенсорів надлишкового тиску з механізмом мембранного керування ємністю міжелектродного зазору п’єзоелемента. Проектування п’єзореzonансних сенсорів даного типу потребує комплексного підходу щодо отримання необхідної характеристики пружного елемента (мембрани) та забезпечення відповідних умов збудження п’єзоелемента. Існуючі аналітичні методи розрахунку мембранних елементів носять наближе-

ний характер і дозволяють отримати тільки достатньо грубі оцінки, оскільки не враховують усі конструктивні особливості пружних елементів та їх кріплення й адаптовані під експериментальні конструкції сенсорів з конкретною геометрією.

У зв’язку з цим особливу роль у процесі проектування набувають методи математичного та комп’ютерного тривимірного моделювання на основі добре відомого методу скінченних елементів, застосування яких дозволяє істотно підвищити точність розрахунків характеристик напружено-деформованого стану елементів при їхніх мікропереміщеннях, зняти обмеження на конструктивні особливості мембран та способи їх кріплення, суттєво скоротити терміни й витрати на розробку вимірювальних перетворювачів.

Проведений порівняльний аналіз характеристик мембранних пружних елементів, розрахованих за існуючими методами, та характеристик, отриманих шляхом імітаційного моделювання в системі COMSOL Multiphysics підтверджує адекватність розробленої моделі. Показано, що для “жорстких” гофрованих мембран (36НХТЮ) в режимі мікропереміщень використання аналітичних моделей як для ПМ, так і для ГМ забезпечує похибку розрахунків електромеханічних характеристик на рівні (10...12 %) . В той же час, для “м’яких” мембран (БрБ2) при використанні аналітичної моделі для ПМ похибка розрахунків суттєво зростає до (18...20 %), так як в даному випадку вплив пружних характеристик гофрованого профілю мембрани значно зростає, що необхідно врахувати при використанні аналітичних моделей плоских та гофрованих мембран в інженерних розрахунках вимірювальних перетворювачів даного типу.

Розроблена тривимірна модель п’єзореzonансного сенсора надлишкового тиску з мембранним керуванням величини зазору збудження п’єзоелемента



та отримані в ході її дослідження результати надають широкі можливості щодо оптимізації конструкції п'єзореzonансних сенсорів механотронного типу зі змінним міжелектродним зазором збудження, підвищення їх точностних характеристик та зменшення дестабілізуючих впливів зовнішнього середовища на їх параметри.

## Перелік посилань

1. Шарапов В.М. Пьезоэлектрические датчики / Шарапов В.М., Мусиенко М.П., Шарапова Е.В. — М.: Техносфера, 2006 — 628 с.
2. Джексон, Р.Г. Новейшие датчики. Справочник пер. с англ. — М.: Техносфера, 2007. — 380 с.
3. Патент RU2430344 МПК G01L9/08 Датчик давления / Хильченко Г.Л., Таранчук А.А., Пидченко С.К. - 2011. — Бюл № 27.
4. A. Taranchuk Applied Measurement System. Design Methodology to Construct Information Measuring Systems Built on Piezoresonant Mechanotrons with a Modulated Interelectrode Gap/ A. Taranchuk, S. Pidchenko // Published by InTech, Janeza Trdine 9, 51000 Rijeka, Croatia, 2012, Chapter 12, pp. 229-258.
5. Davies JM, Bailey MA, Griffin KJ, Scott DJ: Pulse wave velocity and the non-invasive methods used to assess it: Complior, SphygmoCor, Arteriograph and Vicorder. *Vascular* 2012, Vol. 20. — Pp. 342–349.
6. Андреева Л.Е. Упругие элементы приборов. — М.: Машиностроение, 1981. — 392 с.
7. Reny de Borst. Nonlinear Finite Element Analysis of Solids and Structures / Reny de Borst, Mike A. Crisfield, Joris J. C. Remmers, Clemens V. Verhoosel // John Wiley & Sons, 2012. — 544 p.
8. COMSOL Multiphysics User's Guide, 2012 COMSOL. — 1234 p.
9. P.M. Kurowski. Engineering analysis with solidworks simulation / SDC Publications, 2018. — 596 p.
10. N. Marsi. The mechanical and electrical effects of MEMS capacitive pressure sensor based 3C-SiC for extreme temperature / Marsi, N.; Majlis, B.Y.; Hamzah, A.A.; Mohd-Yasin, F. // Hindawi publishing corporation, 2014, Eng. 2014, 2014, 715167. — 8 p.

## References

- [1] Sharapov V.M., Musienko M.P. and Sharapova E.V. (2006) *Pezoelektricheskie datchiki* [Piezoelectric sensors]. Moskov, Tehnosfera, 628 p.
- [2] Dzhekson R.G. (2007) *Noveyshie datchiki* [The newest sensors], Moskov, Tehnosfera, 380 p.
- [3] Hilchenko G., Pidchenko S. and Taranchuk A. (2011) *Pressure sensor*, Patent RU2430344.
- [4] Taranchuk A. and Pidchenko S. (2012) Design Methodology to Construct Information Measuring Systems Built on Piezoresonant Mechanotrons with a Modulated Interelectrode Gap. *Applied Measurement Systems*. DOI: 10.5772/35746

- [5] Davies J.M., Bailey M.A., Griffin K.J. and (2012) Pulse wave velocity and the non-invasive methods used to assess it: Complior, SphygmoCor, Arteriograph and Vicorder. *Vascular*, Vol. 20, Iss. 6, pp. 342-349. DOI: 10.1258/vasc.2011.ra0054
- [6] Andreeva L.E. (1981) *Uprugie elementy priborov* [Elastic elements of devices]. Moskov, Mashinostroenie, 392 p.
- [7] Borst R.d., Crisfield M.A., and Verhoosel C.V. (2012) *Non-Linear Finite Element Analysis of Solids and Structures*. DOI: 10.1002/9781118375938
- [8] *COMSOL Multiphysics User's Guide* (1998–2012), 1234 p.
- [9] Kurowski P.M. (2018) *Engineering analysis with solidworks simulation*, SDC Publications, 596 p.
- [10] Marsi N., Majlis B.Y., Hamzah A.A. and Mohd-Yasin F. (2014) The Mechanical and Electrical Effects of MEMS Capacitive Pressure Sensor Based 3C-SiC for Extreme Temperature. *Journal of Engineering*, Vol. 2014, pp. 1-8. DOI: 10.1155/2014/715167

## Моделирование электромеханических характеристик пьезорезонансных датчиков избыточного давления с мембранным управлением межэлектродным зазором пьезоэлемента

Таранчук А.А., Пидченко С.К., Жизневский А.И.

В работе рассматриваются вопросы повышения точности моделирования перспективных пьезорезонансных датчиков избыточного давления с мембранным управлением межэлектродным зазором пьезоэлемента. Проведен сравнительный анализ характеристик упругих мембранных элементов, изготовленных из сплавов двух разных типов, рассчитанных известными методами для плоских и гофрированных мембран, и полученных путем имитационного моделирования в системе COMSOL Multiphysics. Показано, что существующие аналитические методы расчета мембранных элементов носят приближенный характер и позволяют получить только достаточно грубые оценки, поскольку не учитывают все конструктивные особенности упругих элементов и адаптированы под экспериментальные конструкции датчиков с конкретной геометрией. Разработанная трёхмерная модель датчика избыточного давления для медицинских применений позволяет существенно повысить точность расчетов характеристик напряженно-деформированного состояния элементов при их микроперемещениях, снять ограничения на конструктивные особенности мембраны и способы ее крепления, существенно сократить сроки и затраты на разработку измерительных преобразователей. Полученные результаты предоставляют широкие возможности по оптимизации конструкции датчика, повышению его точностных характеристик и уменьшения воздействий на него дестабилизирующих факторов окружающей среды.

**Ключевые слова:** датчик избыточного давления; пьезоэлемент; возбуждения в зазоре; упругий элемент; мембрана; 3D-модель; численное моделирование; медицинские применения; сфигмографические исследования; пульсовая волна



## Modeling of Electromechanical Characteristics of Piezoresonance Pressure Sensors with Membrane Control of the Interelectrode Gap of a Piezoelectric Element

*Taranchuk A. A., Pidchenko S. K., Zhyznevskiy A. I.*

The paper considers the issues of increasing the simulation accuracy of perspective piezoresonance overpressure sensors with membrane control of the piezoelectric element interelectrode gap. A comparative analysis of elastic membrane elements characteristics made of alloys two different types, calculated by the existing methods for flat and corrugated membranes, and obtained by simulation in the COMSOL Multiphysics system is carried out. It is shown that the existing analytical methods for calculating membrane elements are of an approximate nature and allow only rough estimates to be obtained, since they do not take into account all the structural features of the elastic elements and are adapted to the experimental designs of sensors with a specific geometry. The elastic characteristics of the measuring diaphragm of pressure

sensors with a variable interelectrode gap of excitation are calculated. The capacitance of the interelectrode gap of the membrane pressure sensor is determined. Numerical simulation of the stressed-deformed state of the corrugated membrane in the COMSOL Multiphysics software package was carried out. The operating characteristics of the piezoresonance sensor of excess pressure with variable interelectrode gap of excitation are studied. The developed three-dimensional model of the sensor of excessive pressure for medical applications makes it possible to significantly improve the accuracy of characteristics calculations of the stress-strain state of elements during their micro-displacements, remove the limitations on the structural features of the membrane and its attachment methods, and significantly shorten the time and costs for developing measuring transducers. The obtained results provide ample opportunities to optimize the design of the sensor, improve its accuracy and reduce the impact on it of destabilizing environmental factors.

*Key words:* overpressure sensor; piezoelectric element; excitation in the gap; elastic element; membrane; 3D model; numerical modeling; medical applications; sphygmographic signal; pulse wave