

МОДЕЛЮВАННЯ П’ЄЗОРЕЗИСТИВНОГО СЕНСОРА

Автор Гончарук. А. В.

(науковий керівник — к.т.н., доц. Адаменко. Ю. Ф.)

Авторами в [1] запропоновано давач артеріального тиску (АТ), принцип роботи якого схожий на роботу манжетного тонометра. Сенсор складається з двох частин: перша — виконавчий механізм (актуатор), призначений для створення надлишкового тиску на артерію, а друга — сенсор, який буде фіксувати появу/зникнення пульсацій на стінках артерії. В якості першого елемента пропонується використати п’єзоелектричний актуатор, а другого — п’єзорезистивний (ПР) сенсор.

В даній роботі було проведено моделювання ПР частини давача та надано рекомендації щодо конструктивних параметрів зазначеної частини сенсора.

Сенсор матиме вигляд мембрани (наприклад, круглої форми) з розміщеними чотирма п’єзорезисторами, як показано пунктирною лінією на рис. 1а. Розглянемо два варіанти виконання конструкції резисторів форми меандр: I — ПР з розтягненням по довжині рис. 1б, II — ПР з розтягненням по ширині рис. 1в. Стрілками на рис. 1 показано напрямки розтягнення мембрани та ПР.

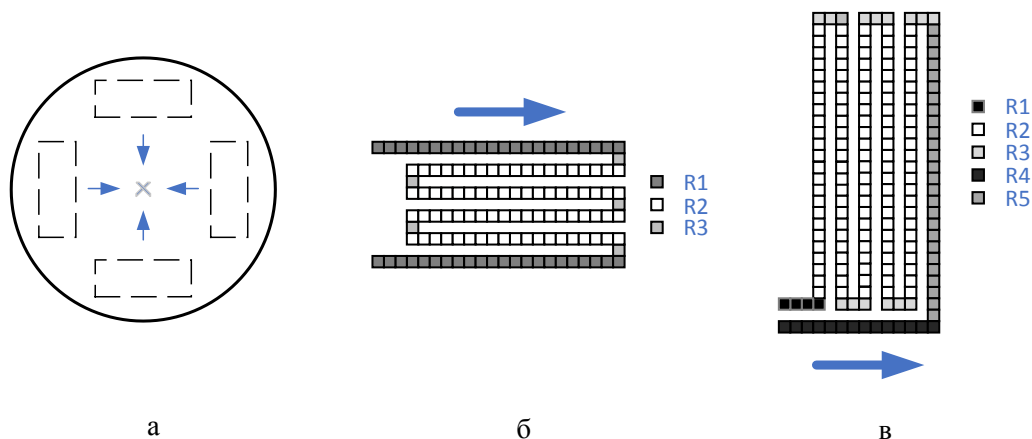


Рисунок 1. Конструкція ПР сенсора: а — варіант розміщення ПР на мембрані, б — ПР I, в — ПР II, стрілкою вказано напрям розтягнення.

Для спрощення розрахунків умовно поділимо ПР на кубики розміром $d \times d \times d$, де d відповідає товщині структури. Конструктивно відношення довжини та ширини для ПР I на мембрані обрано 2:1, для ПР II — 1:2. В залежності від діаметра мембрани D та коефіцієнту k відносного розміру ПР ($1/2D$, $1/3D$, $1/4D$ чи $1/8D$) визначаються розміри ПР в форматі $n \times m$, де n , m — кількість кубиків по довжині та ширині. Далі визначаємо кількість заворотів меандра ПР N , що вміщуються в ці розміри. Для ПР I будемо використовувати індекс I, для ПР II — II.

Для розрахунку опору ПР умовно поділимо його на окремі частини з подібним характером видовження (рис. 1 б, в), тоді загальний опір

розраховуватиметься як послідовне з’єднання опорів складових ПР.

Для ПР I довжини резистивних смужок до розтягнення визначаються за формулами:

$$l_1 = n \cdot d, \quad l_2 = n \cdot d - 3 \cdot d, \quad l_3 = d. \quad (1)$$

Опір кожної складової та загальний опір ПР I до розтягнення визначаємо за формулами:

$$R_{1,2,3} = \frac{\rho \cdot l_{1,2,3}}{d \cdot d}, \quad R\Sigma_I = 2 \cdot R_1 + (2 \cdot N_I - 2) \cdot R_2 + (2 \cdot N_I - 1) \cdot R_3. \quad (2)$$

Розрахунок опору ПР I після розтягнення мембрани проведемо таким чином. Розтягнення мембрани буде залежати від амплітуди пульсацій артерії h_{max} і для спрощення розрахунків будемо вважати, що дію цих пульсацій концентровано в центр мембрани. Оскільки при розтязі мембрани розтягнуто і ПР, то і кубики в довжину змінили свій розмір. Довжина мембрани після розтягу D_n та довжину кубиків d_n визначаються за формулами:

$$D_n = 2 \cdot \sqrt{\left(\frac{D}{2}\right)^2 + h_{max}^2}, \quad d_n = \frac{k \cdot D_n}{n}. \quad (3)$$

В процесі деформації об’єм кубиків не змінився. Для R_1 та R_2 збільшилась довжина кубика, для R_3 — ширина, інші розміри пропорційно зменшилися. Визначення нових розмірів кубиків та опорів для кожної складової ПР визначаємо у такій послідовності за формулами:

$$\begin{aligned} \text{для } R_1: \quad l_{1n} &= n \cdot d_n, & \rightarrow & \quad d_{1n} = \sqrt{\frac{V_1}{l_{1n}}}, & \rightarrow & \quad R_{1n} = \frac{\rho \cdot l_{1n}}{d_{1n} \cdot d_{1n}}, \\ \text{для } R_2: \quad l_{2n} &= n \cdot d_n - 3 \cdot d_n, & \rightarrow & \quad d_{2n} = \sqrt{\frac{V_2}{l_{2n}}}, & \rightarrow & \quad R_{2n} = \frac{\rho \cdot l_{2n}}{d_{2n} \cdot d_{2n}}, \\ \text{для } R_3: \quad d_{3n} &= \sqrt{\frac{V_3}{d_n}}, & \rightarrow & \quad l_{3n} = d_{3n}, & \rightarrow & \quad R_{3n} = \frac{\rho \cdot l_{3n}}{d_n \cdot d_{3n}}. \end{aligned} \quad (4)$$

Загальний опір ПР I $R\Sigma_n$ визначається за формулами (2) з оглядом на нові значення опорів складових ПР.

За аналогією проводиться розрахунок опорів ПР II до та після розтягнення. Довжини вже 5-ти резистивних смужок до розтягнення визначаються за формулами:

$$l_1 = 4 \cdot d, \quad l_2 = m \cdot d - 4 \cdot d, \quad l_3 = 3 \cdot d, \quad l_4 = n \cdot d, \quad l_5 = m \cdot d - 2 \cdot d. \quad (5)$$

Загальний опір меандра ПР II буде дорівнювати:

$$R\Sigma_{II} = R_{II1} + (2 \cdot N_{II} - 1) \cdot R_{II2} + (2 \cdot N_{II} - 1) \cdot R_{II3} + R_{II4} + R_{II5}. \quad (6)$$

З отриманих залежностей загального опору ПР, його абсолютної зміни від діаметра мембрани D , товщини металізації d та відносного розміру ПР k можна зробити такі висновки. Матеріал для ПР обрано константан з питомим

опором $\rho = 0,5 \cdot 10^{-6}$ Ом·м, як найбільш розповсюджений для конструкцій такого виду [2]. Вигин мембрани під дією тиску $h_{\max}$ складає 0,25 мм [3].

— При зміні діаметра мембрани від 3 мм до 9 мм, але при постійному значенні k спостерігаємо збільшення опору (зменшення відносної зміни опору) ПР з 8,9 Ом (2,7%) до 77,1 Ом (0,3%) для ПР I, з 7,7 Ом (–0,8%) до 79,2 Ом (–0,1%) для ПР II. Виходячи із розмірів променевої артерії, D обираємо рівним 5 мм, при цьому зміна опору буде все ще суттєва.

— При зміні товщини металізації $d = 12, 20, 25, 100$ мкм спостерігаємо схожу ситуацію, як при зміні діаметру. Зазвичай дротові ПР виготовляються з металевої нитки діаметром 20–50 мкм [2], що є прийнятним.

— При зміні відносної довжини елемента від $1/2$ до $1/8$ D для ПР I опір зменшується з 98,5 Ом до 5,9 Ом, при цьому відносна зміна залишається сталою, для ПР II — з 94,6 Ом (–0,44%) до 4,9 Ом (–0,23%). Виходячи із розмірів мембрани k рекомендовано обирати $1/2$ – $1/4$.

При діаметрі мембрани 5 мм, товщині металізації 20 мкм та відносній довжині елемента $1/2$ D абсолютна (відносна) різниця між опорами до та після розтягнення мембрани складає 0,98 Ом (0,99%) для конструкції ПР I та –0,42 Ом (–0,44%) — для ПР II.

Для вимірювання зміни значень таких конструкцій застосовується мостова схема ввімкнення сенсорів з одним, двома робочими плечами чи повна. Використання одноплечової схеми при таких змінах опору ПР I чи ПР II мало ефективне. Для двоплечової та повної схеми — використовувати як ПР I, так і ПР II, але ввімкнення в протилежних плечах.

Перелік посилань

1. Гончарук А. В. Обґрунтування вибору методу вимірювання артеріального тиску для портативного тонометра // А. В. Гончарук, Ю. Ф. Адаменко [Електронний ресурс]. — Режим доступу: http://conf.rtf.kpi.ua/attachments/article/723/RTPSAS_2017_s3_t16.pdf
2. Тесленко В. А. Что стоит знать о тензорезисторах [Електронний ресурс] — http://www.picad.com.ua/0106/pdf/4to_sleduet_znat_1_06.pdf — Назва з екрану
3. Дутикова Е. Ф. Ультразвуковое исследование магистральных артерий конечностей // Е. Ф. Дутикова, Ю. А. Зюляева [Електронний ресурс]. — Режим доступу: http://medradiology.moscow/d/1364488/d/no49_2018_uzi_mak_0.pdf — Назва з екрану

Анотація

Проведено моделювання п'єзореzystивного сенсора та надано рекомендації щодо конструктивних параметрів п'єзореzystора та схем їх ввімкнення.

Ключові слова: артеріальний тиск, п'єзореzystор, сенсор.

Abstract

The piezoresistive sensor modelling was carried out and design recommendations were given.

Key words: arterial pressure, piezoresistor, sensor.