

УДК 681.586.4

Ю.І. Лисогор, ст. викл.
Житомирський державний технологічний університет

ОЦІНКА ВПЛИВУ ДАТЧИКА ТА ВИБІР ЙОГО ПАРАМЕТРІВ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ АКУСТИЧНИХ СИГНАЛІВ ГРУДНОЇ КЛІТКИ ЛЮДИНИ

(Представлено д.т.н., проф.. Самотокіним Б.Б.)

У даній роботі зроблено огляд існуючих методів (датчиків) зняття біологічних акустичних сигналів та дані рекомендації з їх вибору. Доведена доцільність використання акселерометрів, а також виконаний розрахунок такого датчика.

Відомо, що робота внутрішніх органів людини супроводжується випромінюванням акустичних хвиль різних амплітуд та частот. Дослідження показали [1]–[3], що в більшості випадків часовий та спектральний характер акустичних випромінювань нормально функціонуючих органів істотно відрізняється від акустичних випромінювань хворих чи схильних до захворювань органів. Це дає змогу проведення діагностування стану органів людини з метою виявлення та попередження хвороб.

Розглянемо вимоги щодо вибору датчика.

Найбільше випромінювань у грудній клітці виникає від роботи вентиляційної системи людини (bronхи, легені) та серця. Роботи [1], [2], [4] показують, що верхня межа спектра акустичних сигналів грудної клітки людини не перевищує 2000–3000 Гц, при цьому основна частина спектра зосереджена в діапазоні 50–500 Гц.

Тобто для введення сигналів необхідно вибрати мікрофон, що має частотний діапазон щонайменше 20–2000 Гц. А беручи до уваги, що сигнали в діапазоні вище 2000 Гц можуть бути використані для більш ефективної локалізації сторонніх шумів, є сенс підняти верхню межу. Також звуковий датчик повинен мати велику чутливість для збільшення динамічного діапазону сигналів, що ним сприймаються.

Аналіз літературних джерел [5] показує, що для реєстрації акустичних сигналів найбільш доцільно використовувати акселерометр, чутливий елемент якого виконаний у вигляді одної або декількох біморфних п'єзокерамічних пластин з товщиною поляризацією. Такі датчики мають високу чутливість при малій масі та габаритах. Принципова схема датчика подана на рис. 1. При реєстрації сигналу коливання поверхні грудної клітки **1** обумовлюють коливання корпусу датчика **2**, який механічно зв'язаний з нею. Коливання корпусу через опору **3** передаються біморфам **4**, які здійснюють згинальні коливання.

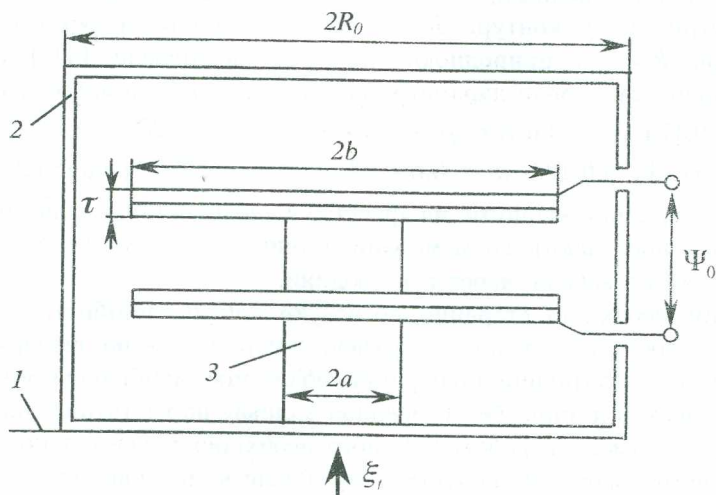


Рис. 1. Згинальний п'єзоелемент

Зупинимось коротко на розрахунку характеристик акселерометра з двома закріпленими на опорі радіуса a однаковими круглими біморфами, що мають товщину τ та зовнішній радіус b .

Будемо вважати, що корпус і опора є недеформівними і здійснюють коливання з круговою частотою ω і амплітудою ξ_t .

Для того, щоб уникнути зниження чутливості датчика, вхідний імпеданс електронного підсилювача, на який навантажений датчик повинен суттєво перевищувати його електричний імпеданс в робочому діапазоні частот. При цьому датчик працює в режимі холостого ходу (тобто його електроди розімкнені й струм I в електричному колі дорівнює нулю).

Прийняті допущення дозволяють звести задачу до розглядання згинальних коливань кожного біморфу окремо. Вважаючи, що $\tau \ll b$, а коливання біморфу радіально симетричні, на основі теорії тонких електропружних пластин та оболонок рівняння згинальних коливань біморфного диску можна записати як [4], [5]:

$$\Delta^2 \Delta^2 \xi - k_0^4 \xi = 0; \quad k_0^4 = \frac{\omega^2 \rho \tau}{D};$$

$$\bar{D} = \frac{\tau^3}{12 S_{11}^E (1 - \nu^2)} \left(1 + \frac{1 + \nu}{8} \frac{k_p^2}{1 - k_p^2} \right).$$
(1)

Тут $\xi(R)$ – функція, що визначає прогинання біморфу, ρ , S_{11}^E , ν – густина, піддатливість та коефіцієнт Пуассона для п'езокераміки, k_p – планарний коефіцієнт електромеханічного зв'язку біморфу.

Розв'язування рівняння (1) при заданих граничних умовах не являє собою великих труднощів. Після того, як функція $\xi(R)$ визначена, можуть бути знайдені електрична напруга на електродах біморфу Ψ_0 , його чутливість за прискоренням γ і вхідний механічний імпеданс Z_a . При цьому використовуються відношення [5].

$$\Psi_0 = - \frac{t^2}{8 d_{31}} \frac{k_p^2}{1 - k_p^2} \frac{1}{S^+} \int_{S^+} \Delta^2 \xi dS^+;$$

$$\gamma = - \frac{\Psi_0}{\omega^2 \xi_t};$$

$$Z_a = - \frac{2 \pi a \bar{D}}{\omega^2 \xi_t} \frac{d}{dR} \Delta^2 \xi; \quad R = a.$$
(2)

Тут S^+ – площа поверхні електрода. Питомий імпеданс Z , визначається як відношення повного імпедансу до площі контакту датчика з грудною кліткою.

Основна трудність при розрахунку характеристик датчика полягає у тому, щоб сформулювати граничні умови, що адекватно відображають умови кріплення пластин. Аналіз літературних джерел [1]–[3] показав, що робочі характеристики датчика визначаються досить точно, якщо на внутрішньому контурі $R = a$ прийняти умову жорсткого кріплення. Умова вільного контуру при $R = b$ є природною. На основі досліджень [4]–[5] та комп'ютерного моделювання геометричні та фізичні параметри акселерометра були вибрані такими:

$b = 11,5$ мм, $a/b = 0,174$, $\tau = 0,6$ мм, $\rho = 7,74 \times 10^3$ кг/м³, $S_{11}^E = 1,25 \times 10^{-11}$ Па⁻¹, $\nu = 0,3$, $d_{31} = 1,14 \times 10^{-10}$ Кл/Н, $k_p = 0,102$, $m = 6,6$ г, $R_0 = 14$ мм (R_0 – радіус площадки контакту).

Особливу увагу необхідно звернути на фізичну будову датчика для мінімізації механіко-акустичних шумів, що поступають до мембрани датчика по таким 3-м основним шляхам [1]: через корпус датчика; через кабель; через тіло людини.

Для їх мінімізації необхідно старанно обтиснути кабель, підібрати матеріал датчика та ізоляції кабелю так, щоб на їх межі поверхневі хвилі з кабелю відзеркалювалися. Також необхідно врахувати, що внутрішній повітряний об'єм між мембраною мікрофона та шкірою людини, до якої притиснуто датчик, безпосередньо впливає на частотний діапазон та чутливість датчика взагалі, і, як показано в роботі [5], його необхідно максимально зменшити. Проте із зменшенням повітряного зазору збільшується вразливість до зовнішніх механіко-акустичних шумів, тому зменшення бажано проводити до отримання достатньої чутливості. Для вищеперерахованих мікрофонів допустимий діапазон внутрішнього повітряного об'єму складає $0,1 \text{ см}^3 - 1 \text{ см}^3$.

Поверхневі хвилі виникають також і на поверхні шкіри, тому є небажаним безпосередній контакт корпус–шкіра для мікрофона чи існування шляху корпус–шкіра через матеріали із

схожими характеристиками звукопровідності. Матеріал датчика необхідно підбирати так, щоб на лінії дотику до шкіри утворювався перепад у звукопровідності, тобто поверхневі хвилі відзеркалювались і не переходили на поверхню датчика та не потрапляли до частки шкіри, що накрита датчиком.

ЛІТЕРАТУРА:

1. Андреев А.А., Лецинский Л.А. Опыт разработки приборов медицинского назначения на примере электронного стетофонендоскопа // Медицинская техника. – № 3. – 1996. – С. 13–15.
2. Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А., Коренбаум В.И., Кириченко С.А. Прибор для исследования состояния бронхиальной проводимости акустическим методом // Медицинская техника. – 1995. – № 5. – С. 20–23.
3. C. William Thorpe, W. Richard Fright et al. A microcomputer-based interactive sound analysis // CMPiM. – 1991. – Vol. 36. – № 1. – P. 33.
4. Wodichka G.R. Measurement of respiratory Acoustic Signals: Effects of Microphone Air Cavity Depth // CHEST. – 1994. – № 106. – P. 1140–1144.
5. Dowell L.A., Fant G.E., Watkins W.D. Technical Note: Design and Construction of an Electronic Stethoscope // J. Clin. Eng., 1998. – V.13. – №5. – P. 355–357.

ЛИСОГОР Юрій Іванович – старший викладач кафедри медичних приладів та систем Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- цифрова обробка сигналів;
- сучасні інформаційні та медичні технології.

E-mail: lyi@zt.ukrpack.net.

Подано 15.09.2004