

РАЦІОНАЛЬНЕ ПРОЕКТУВАННЯ П'ЄЗОАКСЕЛЕРОМЕТРІВ ДЛЯ ВИМІРЮВАНЬ НА ПІДДАТЛИВИХ ПОВЕРХНЯХ

В. Н. ОЛІЙНИК

Інститут гідромеханіки НАН України, Київ

Одержано 5.08.98

Статтю присвячено питанням проектування п'єзоакселерометрів, що служать первинними сенсорами для вимірювань віброакустичних полів на поверхнях піддатливих середовищ. При цьому присутність сенсора впливає на характер коливань середовища в околі зони контакту. Запропоновано критерій, придатний для оцінки ефективності контактного сенсора з урахуванням його взаємодії з об'єктом вимірювань. На основі цього критерію проведено порівняння чутливих елементів п'єзоакселерометрів різних конфігурацій. Дано загальні рекомендації по проектуванню п'єзоакселерометрів, призначених для вимірювань на поверхнях м'яких біотканин людини.

ВСТУП

Вимірювання кінематичних характеристик на поверхнях пружних тіл, що здійснюють механічні коливання, має велике практичне значення для багатьох галузей науки і техніки. Дійсно, знання віброакустичних полів на поверхнях різноманітних об'єктів у багатьох випадках може служити джерелом інформації про те, що відбувається всередині них. Очевидно, що для одержання адекватних даних про віброакустичні поля перш за все необхідно мати інструмент, який би забезпечив ефективний неспотворюючий прийом коливальних зміщень, швидкостей, або прискорень.

Одним із типів кінематичних сенсорів, у яких вдало поєднується задоволення суперечливих вимог високої чутливості та неспотворюючого прийому сигналу в широкому діапазоні частот, є біморфні згинальні п'єзоакселерометри. Тому природно, що вони широко використовуються дослідниками, які спеціалізуються у галузях віброметрії [1]. Провідні світові виробники вимірювальної апаратури віддають належне можливостям п'єзоакселерометрів, пропонуючи широку гаму сенсорів, побудованих на основі цього принципу [2]. Останнім часом актуальності набуло використання п'єзоакселерометрів для потреб медичної акустики, зокрема для реєстрації шумів діяльності життєво важливих органів з метою діагностики їхнього стану [3–6]. Крім того, біморфні п'єзоелементи застосовуються у гідроакустичних перетворювачах – приймачах тиску [7].

Використання акселерометрів для медичних потреб породжує специфічні труднощі в порівнянні з класичною віброметрією. Справа в тому, що при реєстрації сигналів на поверхнях піддатливих середовищ (якими є, наприклад, поверхневі біотка-

нини, що вкривають тіло людини), тобто на поверхнях середовищ, для яких не можна нехтувати механічним імпедансом сенсора у порівнянні з імпедансом ділянки контакту, постає питання про частотно-просторові спотворення поля коливань об'єкта за рахунок присутності сенсора [4, 9]. Аналогічні проблеми виникають і при реєстрації сигналів на поверхнях інших піддатливих середовищ, які широко використовуються як звуко- та віброізоляційні матеріали (технічні гуми, пластмаси і т. ін.).

Зазначимо, що незважаючи на широке застосування п'єзоакселерометрів, лише в поодиноких літературних джерелах наводяться відомості про методики розрахунку та критерії, за якими проводилось їх проектування [5]. З цих джерел видно, що при розробці таких сенсорів проектант, як правило, обмежувалась вимогою досягнення максимальної чутливості, не рахуючись з погіршенням їх масових (а значить, і імпедансних) характеристик. Навіть у тих випадках, коли досліджувався вплив присутності сенсора на поле коливань об'єкта вимірювань [4], не ставилося питання про досягнення максимальної чутливості сенсорами різних конструкцій при однакових або близьких вхідних механічних характеристиках.

Окрім того, у доступній літературі бракує порівняльних даних про ефективність біморфних п'єзоакселерометрів з чутливими елементами різних конфігурацій,¹ що не сприяє раціональному вибору конструктивних схем сенсорів. Зазначимо, що для гідроакустичних біморфних приймачів тиску такі дослідження проводились уже досить давно [8].

Систематизація відомостей про ефективність

¹Під конфігурацією біморфа будемо розуміти його форму в сукупності зі способом закріплення.

різних конструктивних схем п'єзоакселерометрів, а також оцінка їхньої ефективності при вимірюваннях на піддатливих поверхнях і є метою даної статті.

1. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ П'ЄЗОАКСЕЛЕРОМЕТРА

Перш за все коротко зупинимось на математичному моделюванні п'єзокерамічних кінематичних сенсорів згинального типу. Типовий п'єзоакселерометр являє собою чутливий елемент у вигляді біморфної п'єзокерамічної або п'єзокристалічної пластинки з товщиною поляризацією, розміщений на недеформівній опорі у жорсткому корпусі, який власне і сприймає коливання об'єкта вимірювань. За рахунок кінематично збуджуваних згинальних коливань біморфа на його електродах внаслідок п'єзоефекту виникає електрична напруга.

Загалом, чутливість біморфа до вимірюваних коливань залежить від матеріальних параметрів п'єзоматеріалу, геометрії пластинки та умов її закріплення. Щодо форми біморфа, то на сьогоднішній день промислово виробляються лише круглі та прямокутні в плані п'єзопластинки. Умови закріплення біморфа на опорі з достатньою точністю моделюються жорстким або шарнірним закріпленням у центрі чи по краях. Деякі з можливих конфігурацій біморфа представлені на рис. 1.

Робочі параметри біморфа можна обрахувати, розв'язавши задачу про згинальні коливання кінематично збуджуваної п'єзопластинки з товщиною поляризацією. Тут і далі процес коливань будемо вважати гармонічним з часовим множником $e^{i\omega t}$. Тоді, на основі електропружного аналога теорії Кірхгоффа–Лява для тонких пластинок [10], цю задачу можна сформулювати як рівняння гармонічних коливань біморфа

$$\nabla^2 \nabla^2 w - k_0^4 w = 0, \quad k_0^4 = \frac{\omega^2 \rho h}{\tilde{D}} \quad (1)$$

в сукупності з граничними умовами, кожна з яких відповідає одній з конфігурацій п'єзопластинки, зображених на рис. 1, а–г:

$$w = w_t, \quad M_x = 0, \quad x = \pm l; \quad (2a)$$

$$w = w_t, \quad \frac{dw}{dx} = 0, \quad x = 0, \quad (2b)$$

$$Q_x = 0, \quad M_x = 0, \quad x = \pm l;$$

$$w = w_t, \quad M_r = 0, \quad r = b; \quad (2в)$$

$$w = w_t, \quad \frac{dw}{dr} = 0, \quad r = a, \quad (2г)$$

$$Q_r = 0, \quad M_r = 0, \quad x = b.$$

У прийнятих позначеннях w_t – амплітуда збуджуваних змишень; w – прогин біморфа; ρ – густина п'єзокераміки; h – товщина біморфа; \tilde{D} – згинальна жорсткість; M_x та M_r – згинальні моменти, а Q_x та Q_r – перерізуючі моменти відповідно. Вирази для моментів і сил через прогин біморфа наведено у [10].

Завершує постановку задачі електрична умова (див. [10]), яка для випадку розімкнутих електродів біморфа набуває вигляду

$$\Psi = -\frac{h^2}{8d_{31}} \cdot \frac{\kappa_p^2}{1 - \kappa_p^2} \cdot \frac{1}{S_+} \int_{S_+} \nabla^2 w dS_+. \quad (3)$$

Тут Ψ – електрична напруга; S_+ – площа електрода, яким вкрита бічна поверхня біморфа.

Розв'язок сформульованої зв'язаної граничної задачі електропружності не становить труднощів [10]. Більш детально процес її розв'язання на прикладі круглого біморфа з шарнірним закріпленням по зовнішньому контуру подано у [11].

Основною робочою характеристикою біморфа вважається його електрична чутливість γ , яка обраховується як відношення вихідної електричної напруги до коливального прискорення опори:

$$\gamma = -\frac{\Psi}{\omega^2 w_t}. \quad (4)$$

Будемо називати параметр γ абсолютною чутливістю п'єзоакселерометра.

Окрім абсолютної чутливості в подальшому нас буде цікавити також значення вхідного механічного імпеданса п'єзоакселерометра Z_T . Його величина визначається як відношення суми реакцій усіх складових частин сенсора на його робочій поверхні до нормальної компоненти коливальної швидкості у зоні контакту. Для біморфної пластинки відповідна реакція за величиною дорівнює перерізуючій силі, що виникає на опорі.

2. ВИБІР КОНФІГУРАЦІЇ ЧУТЛИВОГО ЕЛЕМЕНТА П'ЄЗОАКСЕЛЕРОМЕТРА

2.1. Порівняння біморфів різних конфігурацій за абсолютною чутливістю

Перш ніж проводити оцінку ефективності п'єзоакселерометрів різних конфігурацій при проведенні вимірювань на м'яких тканинах, порівняємо їх за чутливістю. Це відповідає тим випадкам, в яких впливом сенсора на коливання об'єкта

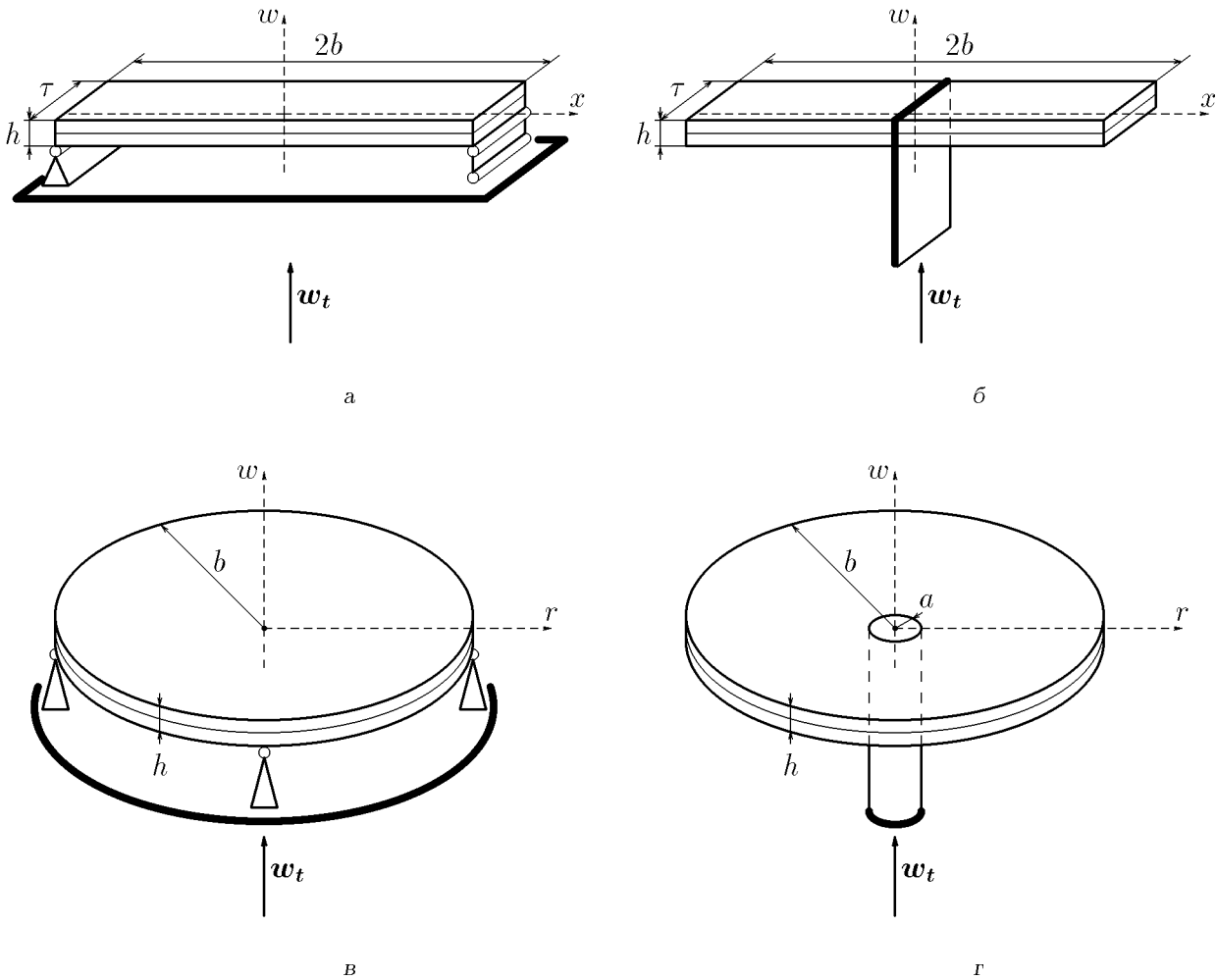


Рис. 1. Можливі конфігурації біморфів – чутливих елементів п'єзоакселерометра

можна знехтувати. Відомо, що у діапазоні частот, значно нижчих за частоту першого згинального резонансу, чутливість біморфа γ можна вважати константою. З розв'язку задачі (1)–(3) випливає просте співвідношення, за яким обчислюється низькочастотне значення γ :

$$\gamma_{\text{нч}} = \frac{3}{2}K \cdot \frac{\rho s_{11}^E (1 - \nu^2) b^2}{d_{31}} \cdot \frac{\kappa_p^2}{1 - \kappa_p^2} \cdot \alpha_1. \quad (5)$$

Тут s_{11}^E ; ν ; d_{31} ; κ_p – поздовжня піддатливість; коефіцієнт Пуасона у площині, перпендикулярній до осі поляризації; п'єзомодуль та планарний коефіцієнт електромеханічного зв'язку відповідно. Усі ці параметри визначаються виключно властивостями п'єзоматеріалу. Коефіцієнт K для біморфів, зображених на рис. 1, а–в, дорівнює одиниці. Для біморфа, закріпленого на центральній опорі,

$K = 1/(1 - (a^2/b^2))$. Значення безрозмірного коефіцієнта α_1 наведено у табл. 1, 2. Взагалі кажучи, α_1 є функцією κ_p^2 .

Для розробників п'єзоакселерометрів важливим є вміння оцінити чутливість біморфа за його фізико-механічними параметрами, які легко піддаються вимірюванню – масою m_6 та статичною ємністю C_6 . Використовуючи відомі з лінійної теорії електропружності співвідношення між похідними параметрами п'єзоматеріалу, m_6 та C_6 [10], отримуємо формулу

$$\gamma_{\text{нч}} = 3K d_{31} (1 + \nu) \cdot \frac{m_6}{\zeta_p C_6} \cdot \frac{b^2}{h^2} \cdot \alpha_1, \quad (6)$$

$$\zeta_p = 1 + \frac{1 - \nu}{8} \cdot \frac{\kappa_p^2}{1 - \kappa_p^2}.$$

Табл. 1. Значення коефіцієнта α_1 для біморфів трьох конфігурацій

κ_p^2	0.10	0.15	0.20	0.25	0.30	0.35	0.40
Рис. 1, а	0.3165	0.3076	0.2984	0.2888	0.2789	0.2685	0.2577
Рис. 1, б	0.1582	0.1538	0.1492	0.1444	0.1394	0.1343	0.1289
Рис. 1, в	0.1778	0.1704	0.1629	0.1554	0.1479	0.1402	0.1325

Табл. 2. Значення коефіцієнта α_1 для круглого біморфа, жорстко закріпленого на центральній опорі радіуса a

κ_p^2	0.10	0.15	0.20	0.25	0.30	0.35	0.40
a/b	0.100	0.1622	0.1555	0.1487	0.1419	0.1350	0.1281
	0.125	0.1559	0.1494	0.1430	0.1364	0.1298	0.1232
	0.150	0.1490	0.1429	0.1368	0.1305	0.1242	0.1179
	0.175	0.1419	0.1361	0.1302	0.1243	0.1183	0.1123
	0.200	0.1345	0.1290	0.1235	0.1179	0.1123	0.1066

Зазначимо, що значення $\gamma_{нч}$ для круглого біморфа, шарнірно-закріпленого по зовнішньому контуру, обраховане за (6), добре узгоджується з результатом, отриманим на основі метода еквівалентних електромеханічних схем [5].

Для усіх марок п'єзокераміки значення коефіцієнта Пуасона близьке до $1/3$, що ж до коефіцієнта ζ_p , то для $0 < \kappa_p^2 < 0.40$ він знаходиться в межах від 1 до 1.07. Усе це робить співвідношення (6) зручним для розв'язання оберненої задачі – оцінки електромеханічних параметрів п'єзоматеріалу за вимірними значеннями $\gamma_{нч}$, m_6 та C_6 . Важливість проведення такої оцінки обумовлюється тим, що параметри наявних зразків п'єзокераміки не завжди відповідають прийнятим стандартам.

Повертаючись до співвідношення (5) зауважимо, той добре відомий факт, що чутливість біморфа не залежить від його товщини h , а для розглянутих прямокутних біморфів – і від ширини τ . Це дозволяє легко порівняти величину абсолютної чутливості біморфів, які мають однакові довжину або діаметр. Аналізуючи дані табл. 1, 2, приходимо до висновку, що прямокутний біморф, шарнірно-закріплений на кінцях (див. рис. 1, а), буде у 1.8–2 рази чутливішим за біморфи інших конфігурацій. Слід однак зауважити, що при жорсткому закріпленні прямокутного біморфа на опорі, оптимальною точкою закріплення є не центр, а один з кінців біморфа. Дійсно, згідно (5) прямокутний біморф довжини $2b$, жорстко закріплений на одному з кінців (Γ -подібна конструкція), буде у два рази переважати за чутливістю біморф такої ж довжини, шарнірно-закріплений на кін-

цях. Отже, з точки зору абсолютної чутливості саме Γ -подібна конструкція чутливого елемента п'єзоакселерометра є найбільш вигідною. З двох розглянутих конфігурацій круглих біморфів дещо вищу чутливість буде мати біморф з шарнірним закріпленням по зовнішньому контуру.

2.2. Порівняння характеристик біморфів з урахуванням робочого частотного діапазону та конструктивних обмежень

Ще одним важливим параметром чутливого елемента п'єзоакселерометра є його робочий частотний діапазон. Як правило, робочий діапазон акселерометра визначають виходячи з максимально припустимих значень нерівномірності його частотної характеристики. Так, якщо нерівномірність γ не повинна перевищувати 3 дБ, то для біморфів усіх конфігурацій, зображених на рис. 1, верхньою межею робочого діапазону буде половина першої резонансної частоти чутливого елемента f_1 . Побіжно відзначимо, що реальна нижня межа робочого діапазону акселерометра визначається величиною активної частини електричного імпедансу пристроїв, на які навантажено вихід сенсора [5, 11]. Що ж до механічного імпедансу біморфа, то у робочому діапазоні частот його з достатньою точністю можна вважати рівним $i\omega m_b$, де m_b – маса біморфа [9]. Очевидно, що повний механічний імпеданс п'єзоакселерометра буде дорівнювати добутку його повної маси, яка включає масу чутливого елемента, кріплення, опори, корпусу та приєднану масу кабелю, на $i\omega$. В подальшому для спрощення аналізу приєднану масу кабелю

Табл. 3. Значення квадратів перших власних чисел $(k_1b)^2$ для біморфів трьох конфігурацій

κ_p^2	0.10	0.15	0.20	0.25	0.30	0.35	0.40
Рис. 1, а	2.5195	2.5484	2.5794	2.6129	2.6490	2.6883	2.7310
Рис. 1, б	3.5717	3.6022	3.6347	3.6693	3.7064	3.7461	3.7888
Рис. 1, в	5.0870	5.1695	5.2569	5.3497	5.4484	5.5537	5.6664

Табл. 4. Значення квадратів перших власних чисел $(k_1b)^2$ для круглого біморфа, жорстко закріпленого на центральній опорі радіуса a

κ_p^2	0.10	0.15	0.20	0.25	0.30	0.35	0.40
a/b	0.100	4.3170	4.3590	4.4027	4.4482	4.4954	4.5447
	0.125	4.5181	4.5631	4.6099	4.6585	4.7093	4.7621
	0.150	4.7454	4.7936	4.8437	4.8959	4.9504	5.0072
	0.175	5.0004	5.0520	5.1058	5.1619	5.2204	5.2816
	0.200	5.2853	5.3407	5.3985	5.4587	5.5217	5.5875

враховувати не будемо.

Відомо, що

$$f_1 = \frac{k_1^2}{2\pi} \sqrt{\frac{\tilde{D}}{\rho h}} = \frac{(k_1b)^2}{2\pi} \cdot \frac{h}{2b^2} \sqrt{\frac{\zeta_p}{3\rho s_{11}^E(1-\nu^2)}}, \quad (7)$$

де k_1 – перше власне число біморфа при його коливаннях з розімкненими електродами. Значення безрозмірних параметрів $(k_1b)^2$ наведено у табл. 3, 4. Вони є інваріантами відносно розмірів біморфа у плані і лише для біморфа, зображеного на рис. 1, г залежать від відношення a/b . Звичайно, для біморфів різних конфігурацій власні числа мають суттєво різні значення. Проте, згідно співвідношення (7), при інших рівних умовах, робочі діапазони таких біморфів можна зробити однаковими за рахунок належного підбору їхніх товщин. Очевидно, що для цього товщину шарнірно-закріпленого на кінцях прямокутного біморфа потрібно збільшити приблизно у 2 рази у порівнянні з товщиною круглих біморфів, товщину Г-подібного (див. рис. 1, б) – у 1.4 рази, а Г-подібного – більш ніж у 5 разів.

З табл. 3, 4 видно, що для круглих біморфів двох розглянутих конфігурацій для практично важливих діапазонів κ_p та a/b різниця між квадратами перших власних чисел не перевищує 20%. При цьому найкраще узгодження спостерігається для відносних радіусів опори $0.175 < a/b < 0.2$. Отже, можна стверджувати, що два розглянуті типи круглих біморфів, виготовлених з одного п'езоматеріалу, при однакових розмірах будуть мати близькі діапазони робочих частот. Виходячи з оцінки абсолютної чутливості, проведе-

ної вище, приходимо до висновку, що при цьому їхні маси (а значить і імпеданси) будуть практично однаковими. Таким чином, при розробці п'езоакселерометра з чутливим елементом круглої форми останній вигідніше закріплювати по зовнішньому контуру.

З абсолютно аналогічних міркувань, серед прямокутних чутливих елементів перевагу слід віддати біморфу з шарнірним закріпленням на кінцях, або ж біморфу Г-подібної конфігурації. Зауважимо однак, що Г-подібний біморф може виявитись малопритатним для вимірювань на піддатливих поверхнях, оскільки при взаємодії з ними внаслідок суттєвої асиметрії чутливого елемента такий сенсор повинен здійснювати інтенсивні гойдальні рухи, що буде спотворювати вихідний сигнал. Крім того, практика показала, що Г-подібний прямокутний біморф та круглий біморф, закріплені на центральній опорі, мають найнижчу міцність у порівнянні з біморфами інших конфігурацій, а отже, є найменш вигідними з точки зору експлуатаційної надійності сенсора.

Переходячи до порівняння прямокутних та круглих біморфів між собою, слід зазначити, що з практичної точки зору логічніше порівнювати біморфи, які можуть бути “вписані” у один і той же корпус (як правило, останній має круглу в плані форму). Будемо вважати, що у даному корпусі може бути розміщений круглий біморф максимального радіуса b . Тоді максимальна довжина прямокутного біморфа ширини τ буде становити $l = \sqrt{b^2 - (\tau/2)^2}$, а його чутливість виявиться де-що нижчою, ніж за оцінками (5), (6).

Таким чином, прямокутний біморф потрібно робити якомога більш видовженим ($\tau \ll b$). При цьому маса біморфа буде прямувати до нуля. Звісно, зменшення ширини п'єзопластинки τ насправді обмежується технологічними можливостями. При $\tau \rightarrow 0$ до нуля прямує не тільки маса, а й електрична ємність прямокутного біморфа. Це робить його менш вигідним для узгодження з вихідним електричним трактом. Тому на практиці слід обмежуватись відносним видовженням біморфа $\tau/b \sim 1/3 - 1/4$. Зауважимо, що зазначені конструктивні обмеження можна зняти, надавши корпусу акселерометра спеціальної форми зі звуженням. При цьому, у широкій його частині розміщується біморф бажаних габаритів (наприклад, $l=b$), а звуження дозволяє регулювати розміри контактної поверхні сенсора.

3. ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ АКСЕЛЕРОМЕТРА З УРАХУВАННЯМ ЙОГО ВПЛИВУ НА КОЛИВАННЯ ОБ'ЄКТА ВИМІРЮВАНЬ

3.1. Критерій ефективності кінематичного сенсора

Як уже зазначалось у вступі, при розробці кінематичних сенсорів, до яких належать і акселерометри, найчастіше ставлять перед собою завдання досягти максимальної чутливості за будь-яку ціну. Такий підхід є цілком виправданим у віброметрії, оскільки у цих випадках вимірювання, як правило, проводяться на частинах конструкцій, або вузлах машин чи механізмів, і наявність мініатюрного порівняно легкого сенсора практично не впливає на характер їхніх коливань. У той же час, як переконливо свідчать експерименти та розрахунки, при контактних вимірюваннях на м'яких біотканинах наявність сенсора може викликати суттєві частотні та просторові спотворення віброакустичного поля об'єкта вимірювань [4, 9]. Саме цією обставиною і визначається специфіка реєстрації акустичних сигналів на поверхні тіла людини.

Виходячи з наведених міркувань, спробуємо виробити критерій ефективності кінематичних сенсорів для вимірювань на поверхнях м'яких середовищ. Звісно, розгляд контактних задач такого класу на основі підходів механіки суцільних середовищ є доволі непростим завданням, що потребує використання складного математичного та фізичного апарату, однак навіть застосування спрощених підходів може дати корисні для практики результати.

Для оцінки впливу сенсора на поле коливань м'якого середовища скористаємося методом екві-

валентних схем. Зазначимо, що у випадку, коли не можна нехтувати імпедансом навантаження, поверхню, на якій збуджуються коливання, не можна розглядати як генератор коливальної швидкості. Більш коректно розглядати акустичне джерело як певний генератор сили F , що породжує коливання поверхні. Очевидно, що у випадку реєстрації серцевих шумів, або шумів дихання на поверхні тіла людини, сенсор не має безпосереднього контакту з акустичним джерелом і не може суттєво впливати на величину збуджуючої сили, яку можна вважати константою.

Саме за таким принципом побудовано еквівалентні механічні схеми [3], наведені на рис. 2. Рис. 2, а відповідає коливанням поверхні у ненавантаженому стані, а рис. 2, б – коливанням за наявності сенсора. На рис. 2 через Z_T позначено механічний імпеданс сенсора, а через Z_U та Z_L – механічні імпеданси контактної ділянки поверхні у вільному та навантаженому станах відповідно; через V_U та V_L позначено коливальні швидкості вільної та навантаженої поверхні (тут збережено позначення першоджерела). З рис. 2 безпосередньо випливає важливе співвідношення для швидкостей:

$$V_L = V_U \cdot \frac{Z_U}{Z_L + Z_T}. \quad (8)$$

Вихідний сигнал, знятий з кінематичного сенсора за означенням дорівнює добутковій його чутливості на відповідний кінематичний параметр (зміщення, швидкість, або прискорення) об'єкта вимірювань. Так, для сенсора прискорень (акселерометра) вихідним сигналом є електрична напруга Ψ , пропорційна до прискорення навантаженої поверхні:

$$\Psi = \gamma \cdot i\omega V_L. \quad (9)$$

Відносячи Ψ до величини прискорення вільної поверхні $i\omega V_U$, яка відповідає ідеальним умовам вимірювань ($Z_T \rightarrow 0$), одержимо величину, що характеризує ефективність акселерометра з урахуванням гальмування ним коливань контактної зони:

$$\gamma_{\text{еф}} = \gamma \cdot \frac{Z_U}{Z_L + Z_T}. \quad (10)$$

В подальшому будемо називати $\gamma_{\text{еф}}$ ефективною чутливістю акселерометра. Очевидно, що при $Z_T \rightarrow 0$ ефективна чутливість прямує до абсолютної. Співвідношення (10) з точністю до визначення γ є справедливим для кінематичних сенсорів будь-яких типів. Тому його можна вважати за загальний критерій ефективності кінематичного сенсора при вимірюваннях на піддатливих поверхнях.

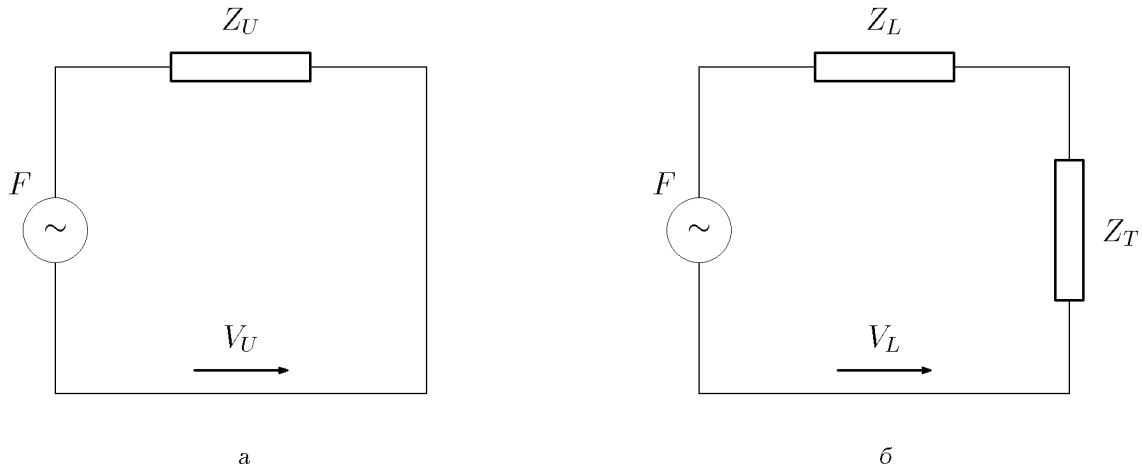


Рис. 2. Еквівалентні схеми поверхні піддатливого середовища у зоні контакту при її гармонічних коливаннях: а – без зовнішнього навантаження; б – під зовнішнім навантаженням

4. ОСОБЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ АКСЕЛЕРОМЕТРІВ ПРИ ВИМІРЮВАННЯХ НА М'ЯКИХ БІОТКАНИНАХ

4.1. Вплив присутності сенсора на імпедансні властивості біотканин

У попередньому розділі з'ясовано, що ефективність сенсора для вимірювань на піддатливих поверхнях залежить від механічного імпедансу останніх у вільному та навантаженому станах. Для багатьох матеріалів з практичної точки зору вважають, що $Z_L = Z_U$ у широкому діапазоні навантажень. У цих випадках механічний імпеданс контактної ділянки може бути визначений за допомогою стандартної методики [3, 12, 13]. Однак при застосуванні співвідношень (8) і (10) до вимірювань на м'яких біотканинах виникають певні труднощі. Справа в тому, що механічний імпеданс м'яких біотканин є функцією зовнішнього навантаження [3].

У [3, 12, 13] наведено кількісні дані про величину механічного імпедансу поверхневих м'яких біотканин людини. Особливо цікавою з цієї точки зору є робота [3], у якій узагальнено результати вимірювань, проведених різними дослідницькими групами починаючи з другої половини сорокових років. Типова схема вимірювань полягала у збудженні коливань поверхні тіла людини за допомогою вібратора, з якого одночасно знімалися силовий та кінематичний фактори. Діаметр зони контакту для усіх випадків лежав у межах 0.8–4 см. При цьому вважалось, що імпедансні властивості поверхневих біотканин можна змоделювати як ме-

ханічну реакцію простого осцилятора:

$$Z_L = i\omega m_L + \frac{c_L}{i\omega} + R. \quad (11)$$

У співвідношенні (11) через m_L позначено еквівалентну масу біотканин у зоні контакту, через c_L – еквівалентну пружність, а через R – опір механічних втрат. Для цих величин емпіричним шляхом було встановлено залежності

$$m_L = \rho^* d^3, \quad c_L = c^* d, \quad R = R^* d,$$

де d – діаметр зони контакту; $\rho^* \approx 0.2$ г/см³; $c^* \approx 10^5$ г/(см²); $R^* \approx 1000$ – 2000 г/(см·с).

У вищезгаданих дослідженнях для забезпечення безвідривного контакту вібратора з біотканинами застосовувалось статичне підвантаження вагою від 0.5 до 3 Н (у деяких експериментах – до 9 Н). При цьому особливо чутливими до підвантаження виявились параметри c^* і R^* . Зі збільшенням підвантаження вони відчутно зростають (нами наведено лише нижні оцінки для c^* і R^*).

Слід зазначити, що результати вимірювань за аналогічною методикою, проведених через кілька років [4], дають більш високе значення ρ^* – від 0.27 до 0.29 г/см³. Цьому результату можна дати прозору інтерпретацію. Розглянемо півкулю з діаметром d см. З урахуванням відомого співвідношення для її об'єму, півкуля, заповнена матеріалом густини ρ , буде мати масу $\rho\pi/12d^3$. Оскільки для м'яких біотканин $\rho \approx 1$ г/см³, то маса півкулі з біотканин дорівнює $0.262d^3$ г. Очевидно, що *de facto* $\rho^* = \rho\pi/12$. Це дозволяє стверджувати, що до інтенсивної взаємодії з вібратором залучається

Табл. 5. Відносне ослаблення L (дБ) коливального прискорення поверхні тіла людини за рахунок додаткового навантаження m_+ (власна маса сенсора $m_T = 1$ г, частота 420 Гц)

	$m_+ = 0$ г	$m_+ = 1$ г	$m_+ = 3$ г	$m_+ = 7$ г	$m_+ = 15$ г
$d = 2$ см	0.00 / 0.00	-1.50 / -1.51	-4.00 / -3.92	-7.00 / -7.37	-10.00 / -11.75
$d = 3$ см	0.00 / 0.00	0.00 / -0.55	-1.50 / -1.57	-3.50 / -3.29	-6.00 / -5.97

лише біотканина, що міститься в об'ємі, описаному радіусом контактної ділянки з центром у центрі зони контакту. Крім того, у роботі [4] проведено екстраполяцію експериментальних даних про пружність та опір механічних втрат поверхні людського тіла на випадки малих навантажень, звідки при навантаженнях масою 1–15 г отримуємо $c^* \approx 10^5$ г/(см²); $R^* \approx 1000$ –1150 г/(см·с).

Таким чином, можна стверджувати, що для сенсорів масою до $m_T = 10$ –15 г при характерних діаметрах зони контакту $d = 2$ –3 см присутність сенсора не впливає суттєво на механічні властивості біотканин, тобто за цих умов $Z_L \approx Z_U$. Це дозволяє застосувати критерій (10) для акселерометрів з відповідними параметрами. Відзначимо, що такі значення m_T і d є характерними для переважної більшості кінематичних сенсорів даного класу [4–6]. Для більш важких сенсорів припущення про рівність імпедансів поверхні біотканин у вільному та навантаженому станах стає хибним. Так, при зростанні маси від 15 до 120 г величина c^* зростає у 11.5 разів, а R^* – майже у 2 рази [4].

Зауважимо, що на частотах, нижчих від 100 Гц, співвідношення (11) неадекватно моделює імпедансні властивості поверхні людського тіла. Дещо кращі результати дає більш складна модель, запропонована Verburg (див. [4] та бібліографію до неї). Втім, для частот третьої декади (від 100 до 1000 Гц) обидві моделі дають практично однакові результати, причому можна вважати, що тут

$$Z_L \approx i\omega m_L + R, \quad (12)$$

причому починаючи з 400–500 Гц другим доданком у цьому співвідношенні можна знехтувати.

Оскільки саме третя декада є найбільш інформативним частотним діапазоном при реєстрації шумів респіраторного тракту, в подальшому будемо проводити оцінку ефективності акселерометрів, використовуючи співвідношення (12). При конструюванні акселерометрів для потреб фонокардіографії (інформативний частотний діапазон від одиниць до кількох сотень Гц) слід використовувати більш складні моделі імпедансних властивостей поверхневих біотканин.

4.2. Уточнення значень еквівалентних параметрів м'яких біотканин

Оцінку величини Z_U можна провести також виходячи з результатів вимірювань частотної характеристики коливального прискорення поверхні грудної клітки за допомогою мініатюрного п'єзоакселерометра при додатковому навантаженні масою m_+ . Згідно (9), (10) при вимірюванні без додаткового навантаження вихідний сигнал сенсора визначається як

$$\Psi_0 = i\omega V_U \gamma \cdot \frac{Z_U}{Z_{L0} + Z_T}, \quad (13)$$

де Z_{L0} – імпеданс навантаженої сенсором поверхні. При вимірюваннях з додатковим навантаженням отримуємо

$$\Psi_+ = i\omega V_U \gamma \cdot \frac{Z_U}{Z_{L+} + Z_T + i\omega m_+}, \quad (14)$$

де Z_{L+} – імпеданс поверхні, навантаженої сенсором та додатковою масою. Якщо сукупне навантаження є достатньо малим, щоб не змінювати імпедансних властивостей зони контакту в порівнянні з випадком вільної поверхні ($Z_U = Z_{L0} = Z_{L+}$), то має місце співвідношення

$$\frac{\Psi_+}{\Psi_0} = \left(1 + \frac{i\omega m_+}{Z_U + Z_T}\right)^{-1}, \quad (15)$$

звідки, знаючи всі інші величини, можна обчислити Z_U . Це видається важливим, оскільки при вібраційному методі визначення імпедансу піддатливої поверхні контактна зона фактично здійснює макропереміщення.

Автори роботи [4] зазначають, що у моделях контактної взаємодії піддатливих поверхонь з сенсорами до використання вищенаведених значень параметрів ρ^* , c^* та R^* треба ставитись з обережністю. Дійсно, виміряне вібраційним способом значення ρ^* при обрахунках дає дещо занижені оцінки для Ψ_+/Ψ_0 . Залишаючи за межами цієї статті дискусію про причини такої невідповідності, зазначимо, що значно краще співпадання експериментальних та розрахункових даних спо-

стерігається при збільшенні еквівалентної густини ρ^* практично у 2 рази. Цей факт ілюструється табл. 5, у якій наведено дані про величину відносного рівня ослаблення вихідного сигналу та коливального прискорення зони контакту

$$L = -20 \lg \left| \frac{\Psi_+}{\Psi_0} \right| = 20 \lg \left| 1 + \frac{i\omega m_+}{Z_U + Z_T} \right|. \quad (16)$$

У кожній графі табл. 5 перше число відповідає експериментальним даним (запозичено з [4], дані зняті з графіка), а друге – обчисленням за формулою (16) з урахуванням співвідношення (12). При розрахунках вважалося, що $\rho^* = \rho\pi/6 \approx 0.524 \text{ г/см}^3$ (при $R^* = 1000 \text{ г/(см}\cdot\text{с)}$). Значення рівнів L наведено для верхньої межі діапазону вимірювань – частоти 420 Гц, однак висока кореляція між результатами обчислень і експериментальними даними спостерігається для усіх частот понад 100 Гц. Отже, в подальшому за базове буде прийняте саме значення еквівалентної густини $\rho^* = 0.524 \text{ г/см}^3$.

4.3. Оцінка ефективності п'єзоакселерометрів при вимірюваннях на поверхні тіла людини

На основі викладених вище міркувань проведемо оцінку ефективності п'єзоакселерометрів при вимірюваннях на поверхні тіла людини. Для цього введемо поняття відносної ефективності сенсора η_γ , що дорівнює відношенню його ефективної чутливості до абсолютної. Цією безрозмірною величиною зручно користуватися для оцінки втрат у величині вихідного сигналу сенсора за рахунок гальмування ним поверхні об'єкта вимірювань.

Насамперед звернімося до рис. 3, на якому зображено частотну залежність амплітуди та фази відносної ефективності η_γ у третій декаді для сенсора масою $m_T = 1 \text{ г}$ в залежності від діаметра зони контакту d . Рис. 3, а ілюструє недоцільність зниження діаметра зони контакту до 1 см, оскільки при цьому Z_L стає меншим за Z_T і, наприклад, при $d \sim 1 \text{ см}$ навіть для “надлегкого” сенсора, описаного в роботі [4], спостерігалась би значна втрата ефективності. Крім того, за рахунок комплексного характеру Z_L на частотах порядку 100–150 Гц відбуваються помітні фазові спотворення сигналу у порівнянні з випадком ідеального прийому ($Z_T = 0$), які зменшуються зі зростанням частоти (див. рис. 3, б). Слід відзначити, що при $d = 2 \text{ см}$ $|\eta_\gamma|$ становить близько 0.8, а при $d = 3 \text{ см}$ навіть перевищує 0.95. Отже, припущення авторів роботи [4] про те, що їхній “надлегкий” сенсор реєстрував вібраційні характеристики, близькі до характеристик вільної поверхні, видається досить обґрунтованим.

Очевидно, що зі зростанням частоти модуль відносної ефективності зменшується, прямуючи до певного асимптотичного значення. Водночас, зменшуються і фазові спотворення прийнятого сигналу. Це пояснюється посиленням впливу масового доданка у виразі для імпедансу (12) зі зростанням частоти. У нашому випадку при 1000 Гц цей доданок домінуватиме: тут $Z_l \approx i\omega m_L$. Тому для наближеної оцінки відносної ефективності сенсора на високих частотах можна користуватися простим виразом

$$\eta_\gamma = \frac{m_L}{m_L + m_T}, \quad m_L = \rho^* d^3, \quad (17)$$

який дає нижню межу цього параметра. Зрозуміло, при цьому втрачається інформація про фазові спотворення сигналу.

У табл. 6 наведено дані про відносну ефективність п'єзоакселерометрів в залежності від їхньої маси та діаметру контактної поверхні. З цієї таблиці видно, що відносна ефективність сенсора швидко збільшується зі збільшенням величини d , оскільки при цьому зростає приєднана маса біотканин m_L у зоні контакту. Водночас спостерігається зниження відносної ефективності сенсора зі зростанням маси. Так, для дослідних сенсорів, які виготовлялись у Інституті гідромеханіки НАН України (ІГМ), характерними є значення $m_T = 10 \text{ г}$ і $d = 2.3 \text{ см}$ [9]. З табл. 6 видно, що відносна ефективність такого сенсора становить близько 0.38. При зменшенні маси сенсора до 5 г η_γ зростає у 1.47 рази, а при зменшенні маси до 3 г – майже у 1.8 рази. Зауважимо, що відносна ефективність сенсора з $d = 3 \text{ см}$ і $m = 1 \text{ г}$ уже є близькою до одиниці, тобто він забезпечує умови вимірювань, близькі до ідеальних.

Завдання зменшення маси п'єзоакселерометра до 4–5 г за рахунок полегшення корпусу та допоміжних конструктивних елементів видається цілком реальним, оскільки при резонансній частоті $f_1 \sim 3000 \text{ Гц}$ маса одного круглого чутливого елемента відповідного діаметра у акселерометрах ІГМ становила близько 2 г. Маса прямокутного елемента відповідних розмірів не повинна перевищувати 0.5–1 г. Зменшення маси сенсора до 1 г і нижче потребує використання надтонких біморфів (з $h \leq 0.1 \text{ мм}$) та пасивних елементів конструкції (корпус, опори), виготовлених з широким застосуванням пластмас та інших сучасних матеріалів.

Говорячи про сенсори для потреб медичної акустики, відзначимо, що клінічна практика показала, що сенсори з діаметром контактної поверхні понад 3 см не є зручними для практичного використання. Таким чином, саме діапазон значень

Табл. 6. Відносна ефективність п'єзоакселерометрів $\eta_\gamma = \gamma_{\text{еф}} / \gamma$, розрахована за (17)

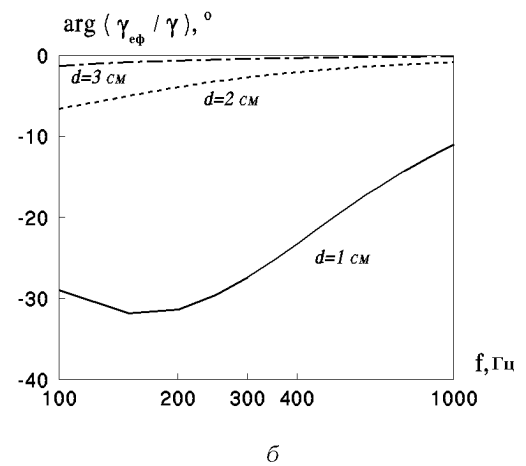
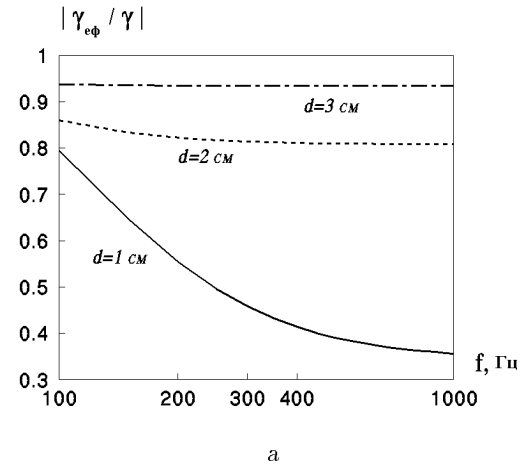
d (см)	1.0	2.0	2.3	3.0	3.5
$m_T = 1$ г	0.35	0.80	0.86	0.93	0.95
$m_T = 3$ г	0.15	0.58	0.68	0.82	0.88
$m_T = 5$ г	0.09	0.45	0.56	0.73	0.81
$m_T = 10$ г	0.05	0.29	0.38	0.58	0.69

$d \sim 2-3$ см слід вважати оптимальним для них. Так, сенсор для вимірювань на поверхні грудної клітки, яка в цілому є достатньо плоскою, може мати діаметр робочої поверхні порядку 3 см, а для сенсорів, призначених для вимірювань на поверхнях більшої кривизни (наприклад, шиї) діаметр d слід робити ближчим до 2 см. При вирішенні інших проблем прикладного характеру, в яких суто геометричні обмеження виявляються менш жорсткими, подальше збільшення площі зони контакту може виявитись корисним для підвищення ефективності вимірювань.

5. ДОДАТКОВІ ЗАХОДИ ЩОДО ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ П'ЄЗОАКСЕЛЕРОМЕТРІВ

Серед додаткових заходів щодо підвищення ефективності п'єзоакселерометрів у першу чергу слід відзначити використання конструктивних схем сенсорів з кількома чутливими елементами – біморфами з послідовно з'єднаними електродами. Абсолютна чутливість такого сенсора (назвемо його багатоеlementним) дорівнює сумі чутливостей всіх його біморфів. Звичайно, кожен з біморфів дає внесок не тільки у чутливість, але й у механічний імпеданс сенсора, проте для всього діапазону практично важливих співвідношень механічних імпедансів біотканин, біморфа та пасивних складових сенсора (корпус, опора та ін.) багатоеlementний сенсор є значно чутливішим за одноelementний.

Іноді на чутливому елементі п'єзоакселерометра закріплюють додатковий вантаж. Очевидно, як правило, це робиться для зниження резонансної частоти сенсора. Такий метод регулювання резонансної частоти, а отже і робочої смуги частот, може застосовуватись як альтернатива до керування згинальним резонансом біморфа за рахунок належного підбору його товщини. Як свідчать першоджерела, застосування відносно легких вантажів практично не впливає на величину чутливості біморфа. Так, Т-подібний біморф з додат-

Рис. 3. Відносна ефективність $\eta_\gamma = \gamma_{\text{еф}} / \gamma$ для п'єзоакселерометра масою $m_T = 1$ г:

а – амплітуда; б – фаза

ковими вантажами на кінцях виявився у чотири рази менш чутливим, ніж аналогічний Г-подібний п'єзоелемент без вантажів [4]. Нагадаємо, що за даними розділу 2.1 саме таким повинно бути співвідношення чутливостей Т- та Г-подібного біморфів при відсутності вантажів. Оскільки використання навіть легких додаткових вантажів збільшує механічний імпеданс сенсора, то доцільність їх застосування видається сумнівною.

У роботі [5] є свідчення того, що при використанні вантажів, маса яких значно перевищує масу біморфа, можна досягти підвищення абсолютної чутливості сенсора у порівнянні з сенсором базової моделі (без вантажу). Зазначимо однак, що при цьому значно погіршуються імпедансні властивості сенсора. Так, виготовлений за такою схе-

мою п'єзоакселерометр ПАМТ-1 [5] при діаметрі контактної поверхні 2.4 см мав масу понад 25 г (у іншому конструктивному вирішенні – 41 г). При цьому його абсолютна чутливість γ за твердженням першоджерела у 10 разів перевищувала абсолютну чутливість сенсора базової моделі, маса якого становила 12 г. Згідно (17), при вимірюваннях на поверхні тіла людини відносна ефективність акселерометра ПАМТ-1 повинна становити 0.22 (або 0.15 – для варіанта масою 41 г) при відносній ефективності базової моделі порядку 0.37. Таким чином, враховуючи поправку на відношення абсолютних чутливостей двох типів акселерометрів, бачимо, що реальна амплітуда вихідного сигналу для сенсора типу ПАМТ-1 масою 25 г повинна була становити 5.9 амплітуди вихідного сигналу сенсора базової моделі $|\Psi_{\text{баз}}|$, а для ПАМТ-1 масою 41 г – 4.05 $|\Psi_{\text{баз}}|$. При цьому верхня межа робочої частотної смуги акселерометра ПАМТ-1 становила 700 Гц, що у чотири рази менше за верхню межу для базового сенсора.

Оскільки ПАМТ-1 залишився єдиним акселерометром у відповідній серії, виготовленим із застосуванням додаткового вантажу, можна припустити, що такий метод підвищення чутливості п'єзоакселерометра виявився недостатньо ефективним з практичної точки зору. Зазначимо, що при $d=2.4$ см обидві маси 25 і 41 г слід віднести до навантажень при яких починають змінюватись імпедансні властивості поверхні м'яких біотканин, а це є досить вагомим аргументом проти застосування сенсорів даного типу. Втім, остаточні висновки про доцільність використання п'єзоелементів з додатковим навантаженням, зосередженим у точках максимальних прогинів, можна буде зробити лише після оцінки їхньої чутливості на основі розв'язання відповідних спряжених задач електропружності у постановках, аналогічних наведеним у розділі 1.

ВИСНОВКИ

Проведене дослідження дозволяє узагальнити практичні рекомендації щодо раціонального проектування п'єзоакселерометрів для вимірювань віброакустичних полів на піддатливих поверхнях. Зокрема, при реєстрації сигналів на поверхнях типу м'яких біологічних тканин можна зазначити таке:

1. При однакових лінійних розмірах, з точки зору чутливості (як ефективною, так і абсолютною) прямокутні у плані біморфи (Г-подібний та шарнірно-закріплені на кінцях) у кілька

разів переважають круглі біморфи. Водночас, круглі біморфи мають вищу електричну ємність, що більш вигідно з точки зору узгодження їхніх виходів з електричною стороною приймальних трактів. Прямокутний Г-подібний біморф та круглий біморф, закріплені на центральній опорі, мають низьку механічну міцність, що є невідповідним з точки зору експлуатаційної надійності сенсора.

2. Граничними конструктивними характеристиками акселерометра для вимірювань на поверхні тіла людини є діаметр робочої (контактної) поверхні 2–3 см та маса порядку 10–12 г. При меншому діаметрі зони контакту, або більшій масі сенсора спостерігається залежність імпедансних властивостей поверхні об'єкта вимірювань від навантаження, що може призвести до нелінійних спотворень сигналу за рахунок присутності сенсора. При вимірюваннях на піддатливих поверхнях при відсутності жорстких геометричних обмежень доцільним є подальше збільшення розмірів зони контакту.
3. При вимірюваннях сигналу на поверхні м'яких біотканин відносна ефективність сенсора з масогабаритними характеристиками, вказаними у пункті 2, не перевищує 0.3–0.4. Зменшення маси сенсора принаймні до 3–5 г забезпечить підвищення його ефективності у 1.4–1.8 рази. Сенсори, легші за 1 г, при діаметрі зони контакту понад 3 см забезпечують умови прийому, близькі до ідеальних.
4. При вимірюваннях на піддатливих поверхнях доцільно використовувати п'єзоакселерометри з кількома чутливими елементами, якщо при цьому повна маса сенсора не виходить за обмеження, вказані у пунктах 2, 3.

Зазначимо, що більшість існуючих п'єзоакселерометрів, які використовуються у медичних дослідженнях, мають масогабаритні характеристики, близькі до граничних (див. пункт 2). При цьому, сукупна маса чутливих елементів, як правило, становить не більше 35–40 % загальної маси сенсора. Отже, першочерговим завданням є доведення повної маси п'єзоакселерометра до 5 г і менше за рахунок мінімізації маси корпусу та інших пасивних елементів конструкції. При розробці нових п'єзоакселерометрів для вимірювань на м'яких біотканинах за наявності відповідних технологічних можливостей слід орієнтуватися на створення сенсора, легшого за 1 г.

1. Павленко А. М. Исследование виброакустических характеристик автомобиля // Виброакустические поля сложных объектов и их диагностика.– Горький: ИПФ АН СССР, 1989.– С. 204–213.
2. Аппаратура для акустики, электроакустики, виброметрии, фотометрии, тензометрии, термометрии, медицинской диагностики и анализа сигналов. Краткий каталог 1985 г.– Себорг, Дания: К. Ларсен и сын, 1985.– 64 с.
3. Verburg J., van Vollenhoven E. Phonocardiography: physical and technical aspects and clinical uses // Non invasive physiological measurements.– London: Academic press, 1979.– P. 213–259.
4. Vermarien H., van Vollenhoven E. The Recording of Heart Vibrations: a Problem of Vibration Measurement on Soft Tissue // Med. & Biol. Eng. & Comput.– 1984.– 22.– P. 168–178.
5. Антонец А. В., Анишкина Н. М. Пьезоакселерометры ПАМТ // Виброакустические поля сложных объектов и их диагностика.– Горький: ИПФ АН СССР, 1989.– С. 191–203.
6. Адамов А. И., Вовк И. В., Гринченко В. Т., Виноградный Г. П., Макаренко А. П., Майданик В. Г., Яценко В. П. Устройство для аускультации // Патент РФ N 2062047 C1, МПК A61 B7/04. Приоритет от 10.08.92 г.
7. Справочник по гидроакустике / Евтютов А. В., Колесников А. Е., Корешин Е. А. и др.– Л.: Судостроение, 1988.– 522 с.
8. Белоус Е. С., Горбенко В. С., Зуев В. Н. Параметры эквивалентной схемы дисковых биморфных пьезоэлектрических преобразователей в статическом режиме // Акуст. и ультразвук. техн.– 1973.– Вып. 8.– С. 37–40.
9. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Олейник В. Н. Проблемы моделирования акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания // Акуст. ж.– 1995.– 41, N 5.– С. 758–768.
10. Гринченко В. Т., Улитко А. Ф., Шульга Н. А. Электроупругость / Механика связанных полей (в 5-ти томах). Т. 5.– К.: Наук. думка, 1989.– 280 с.
11. Олейник В. Н. Влияние внешней электрической цепи на изгибные колебания кинематически возбуждаемого биморфного пьезокерамического диска // Акуст. вісн.– 1998.– 1, N 1.– С. 65–72.
12. Oestreicher H. L. Field and Impedance of an Oscillating Sphere in a Viscoelastic Medium with an application to Biophysics // J. Acoust. Soc. Amer.– 1951.– 23, N 6.– P. 707–714.
13. Тиманин Е. М. Модель формирования импедансных свойств мягких биологических тканей // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей.– Горький: ИПФ АН СССР, 1989.– С. 75–91.