РАДІОТЕХНІКА, ЕЛЕКТРОНІКА ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЇ

УДК 681.586

О.С. ТКАЧЕНКО

Черкаський державний технологічний університет

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ДОДАТКОВОГО ОПОРУ НА АМПЛІТУДНО-ЧАСТОТНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ

У статті розглядається дослідження впливу додаткового опору на амплітудно-частотні характеристики п'єзоелектричних перетворювачів та розробка математичної і схемотехнічної моделей. The article describes the influence of additional resistance on the amplitude-frequency responses of piezoelectric

transducers and the development of mathematical and schematic models.

Ключові слова: п'єзоелектричний перетворювач, додатковий опір, математична модель, схемотехнічна модель.

Вступ

П'єзоелектричні перетворювачі і датчики широко застосовуються в комп'ютерних системах, гідроакустиці, електроакустиці, в ультразвуковій, медичній, вимірювальній техніці, в скануючих зондових наномікроскопах, п'єзодвигунах і в інших галузях науки і техніки [1-3].

Як відомо, перетворювач – це пристрій, який перетворює одну фізичну величину або енергію в іншу фізичну величину або енергію, наприклад, теплову енергію – в електричну, силу – в переміщення, тиск – в електричну напругу або струм, електричну напругу одного рівня – в електричну напругу іншого рівня і т.д [3].

В роботі [4] описані методи синтезу (створення, проектування) п'єзоелектричних перетворювачів.

Ці методи дозволяють не тільки розширити можливості технології проектування, але і створювати перетворювачі з необхідними характеристиками.

Серед описаних методів особливий інтерес представляє технологія додаткових елементів, так як в цьому випадку не потрібно будь-яка зміна в структурі п'єзоелектрика, а зміна характеристик перетворювача здійснюється за рахунок зовнішніх для п'єзоелемента ланцюгів [4].

Суть описаної технології полягає в тому, що до п'єзоелемента приєднують додаткові елементи, які змінюють характеристики перетворювача. До п'єзоелемента механічно приєднується другий п'єзоелемент, металева пластина або ультразвуковий концентратор, або електричними ланцюгами приєднується ємність, індуктивність, опір, ще один п'єзоелемент або частина п'єзоелемента.

Постановка завдання

Метою даної роботи є вивчення впливу додаткового опору, підключеного до п'єзоелектричного перетворювача, на його характеристики та побудова математичної та схемотехнічної моделей.

Результати дослідження

Схема підключення п'єзоелектричного перетворювача і еквівалентна електрична схема складена відповідно до методу електромеханічних аналогій [1], показана на рис. 1. Комп'ютерне моделювання схеми заміщення п'єзоелектричного перетворювача (рис. 1, б) проводилося за допомогою програми Місго-Сар для аналогового і цифрового моделювання ланцюгів з інтегрованим візуальним редактором, що дозволяє прогнозувати амплітудно-частотну характеристику п'єзоперетворювача.

На еквівалентній електричній схемі заміщення п'єзоелектричного перетворювача (рис. 1,б):

С2 – ємність між електродами 1-4,

С4 – ємність між електродами 3-4,

Сб – ємність між електродами 2-4 п'єзоперетворювача (рис. 1, а);

С1, С3, С5 – динамічні ємності п'єзоелемента;

L2, L4, L6 – динамічні індуктивності п'єзоелемента;

L1, L3, L5 – індуктивності працюють в автотрансформаторному режимі з коефіцієнтом трансформації – 1;

R1, R3, R5 – внутрішні втрати в п'єзоелементі визначають його добротність;

R2, R4, R6 – зовнішні втрати п'єзоелемента (жорсткість пластини).

Амплітудно-частотна характеристика п'єзоелектричного перетворювача та його еквівалентної електричної схеми заміщення показана



Рис. 1. П'єзоелектричний перетворювач (а) та його еквівалентна електрична схема (б)



Як відомо, підключення додаткових елементів до п'єзоелектричного перетворювача призводить до зміни його амплітудно-частотних характеристик [4].

На рис. З показана схема підключення додаткового опору на вхід п'єзоелектричного перетворювача і його еквівалентна електрична схема заміщення, а на рис. 4,5– їх амплітудно-частотні характеристики.



Рис. 3. Схема підключення додаткового опору R_{δ} на вхід п'єзоперетворювача (а), еквівалентна схема заміщення перетворювача з додатковим R_{δ} (б)



Рис. 4. Амплітудно-частотна характеристика п'єзоперетворювача з додатковим опором R_{δ} (рис. 3, а): а) – R_{δ} =0,5 кОм; б) – R_{δ} =3,5 кОм; в) – R_{δ} =7,5 кОм; г) – R_{δ} =15 кОм

Технічні науки



Рис. 5. Амплітудно-частотна характеристика еквівалентної схеми заміщення перетворювача з додатковим R_{δ} (рис. 3, б): a) – R_{δ} =0,5 кОм; б) – R_{δ} =3,5 кОм; в) – R_{δ} =7,5 кОм; г) – R_{δ} =15 кОм

При підключенні додаткового опору згідно рис. 3, а перетворювач можна розглядати як фільтр нижніх частот.

Як відомо, передатна функція фільтра нижніх частот (рис. 6) може бути записана у вигляді [5]

$$W(jw) = \frac{U_{_{GbLX}}(jw)}{U_{_{GX}}(jw)} = \frac{Z(jw)}{R + Z(jw)} = \frac{\frac{1}{jwC}}{R + \frac{1}{jwC}}.$$
(1)

1 /



Рис. 6. Фільтр нижніх частот

Однак у нашому випадку замість реактивного опору конденсатора будемо мати комплексний опір п'єзоперетворювача.

$$W(jw) = \frac{U_{_{\theta b l x}}(jw)}{U_{_{\theta x}}(jw)} = \frac{Z(jw)}{R + Z(jw)} = \frac{\frac{1}{Y}(jw)}{R + \frac{1}{Y}(jw)} = \frac{1}{1 + RY(jw)},$$
(2)

де Y(jw) – комплексна провідність п'єзоперетворювача.

Провідність еквівалентної схеми (рис. 3, б) визначається за формулою [6]

$$Y(jw) = \frac{1}{R_0} + jwC_0 + \frac{jwC_{\kappa}}{1 - w^2 L_{\kappa} C_{\kappa} + jwC_{\kappa} R_{\kappa}} =$$

$$+ \frac{1}{R_0} + jwC_0 + \frac{w^2 C_{\kappa}^2 R_{\kappa} + j(1 - w^2 L_{\kappa} C_{\kappa})wC_{\kappa}}{(1 - w^2 L_{\kappa} C_{\kappa})^2 + w^2 C_{\kappa}^2 R_{\kappa}^2}$$
(3)

Таким чином, передатна функція п'єзоелектричного перетворювача з додатковим опором (рис. 3, а) дорівнює

$$W(jw) = \frac{1}{1 + R(wC_0 + \frac{w^2 C_{\kappa}^2 R_{\kappa} + j(1 - w^2 L_{\kappa} C_{\kappa}) wC_{\kappa}}{(1 - w^2 L_{\kappa} C_{\kappa})^2 + w^2 C_{\kappa}^2 R_{\kappa}^2}}.$$
(4)

Було проведено математичне моделювання в пакеті прикладних програм MathCAD 14 згідно (4).



Рис. 7. Амплітудно-частотна характеристика математичної моделі перетворювача з додатковим R_{δ} (рис. 3, б): а) – R_{δ} =0,5 кОм; б) – R_{δ} =3,5 кОм; в) – R_{δ} =7,5 кОм; г) – R_{δ} =15 кОм;

Експериментальна частина роботи була виконана на електроакустичному перетворювачу ЗП-19 виробництва ВАТ «Аврора» (Волгоград). П'єзоперетворювач складається з пластини зі сталі 40Х діаметром 32 і товщиною 0,15 мм. До пластини приклеєний епоксидним компаундом п'єзоелемент Ø23 і товщиною 0,2 мм. Біморфний елемент закріплений в корпусі з ударостійкого полістиролу.

Один із електродів біморфного п'єзоперетворювача був поділений на 3 рівні частини – два півкільця – 1, 3 і диск – 2 (рис. 1, а). Міжелектродні ємності п'єзоелемента вимірювалися за допомогою цифрового мультиметра Voice kraft M890G.

На вхід п'єзоперетворювача подавався синусоїдальний сигнал амплітудою 1В. Для вимірювань АЧХ використовувався генератор Г3-109 і мілівольтметр ВЗ-41.

Подальші дослідження можуть бути спрямовані на дослідження впливу додаткового опору R_{∂} підключеного між загальним проводом схеми та п'єзоперетворювачем на його амплітудно-частотні характеристики та комп'ютерне моделювання еквівалентних електричних схем заміщення та їхніх характеристик.

Висновки:

Було досліджено вплив на амплітудно-частотні характеристики п'єзоперетворювача опору підключеного на його вхід. Зменшуючи додатковий опір можна домогтися зменшення нелінійності АЧХ п'єзоперетворювача та збільшення робочої смуги частот. Так для випадку підключення додаткового опору 0,5 кОм смуга пропускання становить 16 кГц.

За допомогою програми Місго-Сар була розроблена еквівалентна електрична схема заміщення та досліджені її амплітудно-частотні характеристики. Також було проведено математичне моделювання в пакеті прикладних програм MathCAD 14 п'єзоперетворювача з додатковим опором. Амплітудно-частотні характеристики еквівалентної електричної схеми, математичної моделі в пакеті прикладних програм MathCAD 14 і еквівалентної схеми заміщення з додатковими елементами повністю співпадають з характеристиками експериментального зразка.

Література

1. Шарапов В.М., Мусиенко М.П., Шарапова Е.В. Пьезоэлектрические датчики. – М.: Техносфера, 2006. – 632 с.

2. Sharapov V. Piezoceramic sensors. -Springer, 2011. - 498p.

3. Шарапов В.М., Минаев И.Г., Сотула Ж.В., Базило К.В., Куницкая Л.Г. Пьезокерамические трансформаторы и датчики. – Черкассы: Вертикаль, 2010. -278с.

4. Шарапов В.М. Технологии синтеза пьезокерамических датчиков // Вісник ЧДТУ №3, 2010.

5. Шарапов В.М., Минаев И.Г., Мусиенко М.П. Теория автоматического управления. – Черкассы: ЧГТУ, 2005. – 200 с.

6. Левшина Е.С., Новицкий П.В. Электрические измерения физических величин: (Измерительные преобразователи). – Л.: Энергоатомиздат, 1983. – 320с.

7. Физика и техника мощного ультразвука: Физические основы ультразвуковой технологии / Под ред. Л.Д. Розенберга- М.: Наука, 1970. – 688 с.

8. Сотула Ж.В. Совершенствование пьезокерамических трансформаторов для датчиков

Вісник Хмельницького національного університету №1 '2012

Технічні науки

механических величин. Канд. дисс. Черкассы, ЧГТУ, 2008. – 174с.

9. Патент України №56930. Н04R 17/00. Бюл. 2. 2011. Спосіб створення акустичних коливань за допомогою п'єзоелемента. / Шарапов В.М.

10. Патент України № 56932. Н04R 17/00. Бюл. №2, 2011. Електроакустичний перетворювач. / Шарапов В.М., Сотула Ж.В., Чорноший І.В., Куницька Л.Г., Базіло К.В.

11. Котельников В.А. Основы радиотехники. М.: Гостехиздат, 1950.

Надійшла 7.11.2011 р. Рецензент: д.т.н. Шарапов В.М.

УДК 621

В.П. МАРЦЕНЮК, І.Б. МЕЛЕНЧУК

Тернопільський державний медичний університет імені І.Я. Горбачевського

УМОВИ СТІЙКОСТІ У ЛІНІЙНІЙ ФІЗІОЛОГІЧНООБҐРУНТОВАНІЙ ФАРМАКОКІНЕТИЧНІЙ МОДЕЛІ НАНОЧАСТИНОК

У роботі досліджено стійкість фармакокінетитичної моделі введення наночастинок, яка представлена у вигляді лінійної системи диференціальних рівнянь. Наведено реальний приклад дослідження моделі для наночастинок **QD 705**.

In this work investigated the stability of the pharmacokinetic model of nanoparticles containing such the linearity system of differential equations. Given actual example of investigation of model for nanoparticle QD 705.

Ключові слова: фармакокінетична модель, наночастинки, стійкість, стани рівноваги.

Вступ. Інтенсивність ефекту лікарського препарату залежить від його концентрації в місці дії, а саме в певному органі чи тканині організму людини. Та не завжди можливо визначити концентрацію препарату в місці дії. Описати всі деталі процесу розподілу препарату в організмі, у всіх органах і тканинах практично неможливо, або дуже складно. Проте це не завжди є необхідним. У багатьох випадках достатньо формально представити організм у вигляді перфузійної фармакокінетичної моделі, що складається з одного або більше компартментів, визначити зв'язки між цими компартментами і скласти баланс між ними [1– 4]. Вміст лікарського засобу в довільний момент часу визначається вихідним об'ємом потоку венозної крові з того чи іншого органу або тканини організму людини. Потік препарату з крові в тканину може складати будь-яку частину від загальної його кількості, яка міститься в артеріальній крові, залежно від співвідношення швидкостей надходження речовини з кров'ю і його дифузії в клітини тканин.

При цьому з'являється можливість скласти достатньо спрощені математичні моделі кінетики препарату, до складу яких входить лише обмежене число вимірюваних параметрів [3, 4]. Такий спрощений підхід до математичного моделювання дозволяє складати досить точні математичні прогнози отримання бажаного рівня концентрації препарату в певному органі, грунтуючись на використанні добре розробленого математичного апарату і теорії оптимізації.

У роботі [1] розроблено фармакокінетичну модель введення наночастинок. Розглянемо модель, яка є лінійною системою диференціальних рівнянь. Метою даної роботи є встановлення станів рівноваги в такій моделі і вивчення їх стійкості.

<u>Дослідження стійкості системи</u>

Розглядаємо систему:

$$\frac{dC_{blood}(t)}{dt} = \left(\frac{Q_c b_w^{0,75}}{V_{blood} b_w}\right) \left(\frac{Q_m C_m(t)}{P_m} + \frac{Q_{liv} C_{liv}(t)}{P_{liv}} + \frac{Q_{kid} C_{kid}(t)}{P_{kid}} + \frac{Q_{spl} C_{spl}(t)}{P_{spl}}\right) -$$
(1)

$$\frac{Q_{c}b_{w}^{0,75} \frac{C_{blood}(t)}{V_{blood}b_{w}}(Q_{m} + Q_{liv} + Q_{kid} + Q_{spl})}{\frac{dC_{liv}(t)}{dt} = \frac{Q_{liv}Q_{c}b_{w}^{0,75}}{V_{liv}b_{w}}(C_{blood}(t) - \frac{C_{liv}(t)}{P_{liv}}) - \frac{C_{liv}(t)k_{f}}{P_{liv}} \tag{2}$$

$$\frac{dC_{spl}(t)}{dt} = \frac{Q_{spl}Q_c b_w^{0,75}}{V_{wlb}} (C_{blood}(t) - \frac{C_{spl}(t)}{P_{wlb}})$$
(3)

$$dC_m(t) = Q_m Q_c b_w^{0.75} \qquad (c) \qquad C_m(t) \qquad (a)$$

$$\frac{dC_m(t)}{dt} = \frac{Q_m Q_c b_w}{V_m b_w} (C_{blood}(t) - \frac{C_m(t)}{P_m})$$
(4)

$$\frac{dC_{kid}(t)}{dt} = \frac{Q_{kid}Q_c b_w^{0.75}}{V_{kid}b_w} (C_{blood}(t) - \frac{C_{kid}(t)}{P_{kid}}) - \frac{C_{kid}(t)k_e}{P_{kid}}$$
(5)