

УДК 681.586.773

Й.І. СТЕНЦЕЛЬ<sup>1</sup>, С.В. ПАВЛОВ<sup>2</sup>, А.В. РЯБІЧЕНКО<sup>1</sup>, К.А. ЛІТВІНОВ<sup>1</sup>

## ФІЗИЧНЕ ТА МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ УЛЬТРАЗВУКОВИХ МЕТОДІВ ДІАГНОСТИКИ СТАНУ ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ

<sup>1</sup>*Технологічного інститут Східноукраїнського національного університету ім. Володимира Даля, 93406, просп. Радянський, 59а, м.Сєвєродонецьк, Луганська область,*

<sup>2</sup>*Вінницький національний технічний університет, 21021, вул. Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця*

**Анотація.** У роботі наведено результати аналізу роботи біологічного організму, його теоретичних та експериментальних досліджень, принципи діагностування стану людського організму ультразвуковими методами. Показано, що діагностика стану здоров'я людини базується на основі прямого перенесення ультразвукової енергії, без врахування принципів їх створення, реологічних переходів, перетворень і стоку того чи іншого явища перенесення. Засоби ультразвукових методів діагностики, як правило, визначають тільки стік перенесення енергії.

**Ключові слова:** біологічний організм, неінвазивні методи, ультразвук, діагностика, стік, похибка, контроль, час, джерело, випромінювач, людина.

**Аннотация.** В работе приведены результаты анализа работы биологического организма, его теоретических и экспериментальных исследований, принципы диагностирования состояния человеческого организма ультразвуковыми методами. Показано, что диагностика состояния здоровья человека базируется на основе прямого переноса ультразвуковой энергии, без учета принципов их создания, реологических переходов, преобразований и стока того или иного явления переноса. Средства ультразвуковых методов диагностики, как правило, определяют только сток переноса энергии.

**Ключевые слова:** биологический организм, неинвазивные методы, ультразвук, диагностика, сток, погрешность, контроль, время, источник, излучатель, человек.

**Abstract.** The paper presents the results of analysis of a biological organism, its theoretical and experimental studies, principles of diagnostics of the human body ultrasonic methods. It is shown that the diagnosis of human health is based on the direct transfer of ultrasonic energy, without regard to principles of their creation, rheological transitions, transformations and flow of a transfer phenomena. Means of ultrasound diagnosis is usually determined only drain energy transfer.

**Keywords:** biological organism, non-invasive methods, ultrasound diagnostics, stack, error control, time, source, emitter, man.

### ВСТУП

Ультразвукове випромінювання широко використовується в різних областях науки і техніки, у тому числі для контролю різноманітних технологічних параметрів, у дефектоскопії, для побудови неінвазивних засобів лікування тощо [1–5]. Ультразвуковий сигнал (УЗС) випромінюється ультразвуковим випромінювачем (УЗВ) і направляється на досліджуваний об'єкт. Після відповідного перетворення УЗС сприймається ультразвуковим приймачем (УЗП). На шляху проходження УЗС може декілька разів перетворюватися в різну форму. Кожний такий перехід є реологічним. В ультразвукових засобах діагностики використовуються, як правило, п'єзоелектричні (в основному п'єзокерамічні) елементи (ПКЕ), які призначені для створення ультразвукових коливань (УЗК) при дії на них електричного збуджуючого імпульсу [6, 7]) або ультразвукові генератори при використанні широкої смуги УЗК.

При використанні ПКЕ під дією електродинамічного зусилля він деформується. Після припинення дії електродинамічного зусилля УЗВ здійснює вільні механічні коливання, частота яких знаходиться в ультразвуковому діапазоні. З іншої сторони, механічні коливання наводять в УЗВ електрорушійну силу з частотою тих же коливань, яка створює електродинамічне зусилля, котре направлено протилежно до напрямку руху УЗВ, створюючи гальмуючу дію [7–14]. За рахунок цього загасання коливань УЗВ здійснюється швидше, що приводить до формування короткого ультразвукового імпульсу у формі інтегральної  $\delta$  – функції Дірака. Виходячи зі сказаного в УЗВ протікають електромагнітні процеси, які супроводжуються перетвореннями електричної енергії в механічну та навпаки.

Ультразвукові методи діагностики широко використовуються в медичній практиці для діагностики різноманітних захворювань. У більшості випадків використовуються ультразвукові методи, котрі засновані на ультразвуковому випромінюванні електромагнітних генераторів. До основних недоліків таких електромагнітних генераторів ультразвукових частот відноситься створення вихрових струмів в біологічному організмі за рахунок наведених електромагнітних полів, а також їх вплив на біомагнітне поле організму. Такі недоліки відсутні при діагностиці біологічного організму ультразвуковими хвилями механічного походження.

### МЕТА СТАТТІ

Метою роботи є вивчення, аналіз та фізичне й математичне моделювання ультразвукових методів діагностики стану здоров'я людини, побудованих на основі механічних коливань п'єзокерамічного плаского елемента.

### ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Нехай у деякій розглядуваній області УЗВ існує неоднорідне фізичне тіло (плаский елемент у формі мембрани, яка жорстко закріплена за периметром). Неоднорідність розподілення потенціалу переносу  $\varphi(\vec{r}, \theta)$  електричної енергії (ЕЕ) приводить до відхилення від стану рівноваги УЗВ і є причиною виникнення потоків перенесення. У цій області має місце механічний рух, який характеризується полем швидкостей  $v(\vec{r}, \mathcal{G})$ , де  $\vec{r}$  - вектор направленості руху перенесення;  $\mathcal{G}$  - час перенесення механічної енергії. Джерела або стоки потенціалу перенесення  $\mathcal{Y}$  характеризуються об'ємною напруженістю електричного поля  $E(\vec{r}, \mathcal{G})$  ПКЕ. Такі УЗВ можна накладати безпосередньо на поверхню біологічного організму. При цьому створюється зона реологічного переходу від ПКЕ до поверхні шкірного покриву, через котру передаються ультразвукові коливання (УЗК). Задача полягає у вивченні процесів перетворення УЗК в біологічному організмі та їх математичне описання на основі теорії реологічних перетворень.

### ПРИНЦИП ПЕРЕНЕСЕННЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО СИГНАЛУ ЧЕРЕЗ ПОВЕРХНЮ

При такому методі ультразвукової діагностики УЗК посилаються в організм імпульсами з частотою, яка установлюється оператором (лікарем), але не меншою, ніж період ультразвукового імпульсу (УЗІ). Перенесення потенціалу  $\varphi$  через поверхню розглядуваного об'єму складається з перенесення за рахунок руху та потоку перенесення УЗВ, який позначимо через  $\bar{q}$ . Таким чином, потік  $\bar{Q}$  електричного збуджуючого імпульсу (ЕЗІ) витрачається на механічний рух, який виконується зі швидкістю  $\bar{v}$  і може бути записаний у вигляді

$$\bar{Q} = \bar{\varphi} \cdot \bar{v} + \bar{q}. \quad (1)$$

В інтегральній формі умова зберігання електричного потенціалу для даного об'єму  $V$  має наступну форму

$$\int_V \frac{\partial \varphi}{\partial \mathcal{G}} dV = \int_S Q d\vec{f} + \int_V \gamma dV, \quad (2)$$

де  $S$  - поверхня об'єму;  $d\vec{f} = \bar{n} d\zeta$  - елемент поверхні;  $\bar{n}$  - одиничний вектор елемента  $d\zeta$ .

Для довільного об'єму рівняння (2) приймає наступну форму

$$\frac{\partial \varphi}{\partial \mathcal{G}} + \operatorname{div} Q - \gamma = 0. \quad (3)$$

де  $\gamma$  - джерело потенціалу перенесення електричного поля.

Стік напруженості електричного поля обумовлений вторинними механічними коливаннями УЗВ. Тому його можна розділити на дві частини: стік  $\gamma_M$ , який обумовлений тертям елемента при його механічному русі в газовому чи біологічному середовищі, і стік  $\gamma_E$ , який обумовлений гальмуючою дією створюваної в пластині електрорушійної сили. Враховуючи сказане, рівняння для стоку напруженості електричного поля запишемо таким чином:

$$\gamma = \gamma_M + \gamma_E. \quad (4)$$

З врахуванням (4) рівняння (1) приймає такий вигляд

$$\frac{\partial \varphi}{\partial \mathcal{G}} + \operatorname{div}(\varphi, \bar{v}) = -\operatorname{div} \bar{q} + \gamma_M + \gamma_E. \quad (5)$$

Якщо в розглядуваному об'ємі має місце перетворення електричної енергії в механічну, то, позначивши  $H(\bar{r}, \mathcal{G})$  - напруженість електричного поля,  $v_i(\bar{r}, \mathcal{G})$  - швидкість зміни електричного поля і  $\gamma_M(\bar{r}, t)$  - інтенсивність стоку механічної енергії в одиницю об'єму за одиницю часу  $t$ ,  $\gamma_E(\bar{r}, t)$  - інтенсивність стоку електричної енергії в одиницю об'єму за одиницю часу  $t$  рівняння перенесення приймає наступну форму

$$\frac{\partial H}{\partial \mathcal{G}} + \operatorname{div}(H, \bar{v}) = \operatorname{div}(D\nabla H) + \gamma_M(\bar{r}, t) + \gamma_E(\bar{r}, t). \quad (6)$$

Рівняння (6) враховує такі важливі фактори, як втрати (стік) механічної та електричної енергії, що є надзвичайно важливим при дослідженні УЗВ. Нехай механічний рух УЗВ в електричному полі незначно відрізняється від зміни електромагнітного поля (ЕМП), створеного механічними коливаннями. Тоді можна прийняти, що різниця зміни швидкості механічного руху та зміни електричного поля дорівнює нулю, тобто  $\Delta \bar{v}(\bar{r}, 0) = \bar{v}_M(\bar{r}, \mathcal{G}) - \bar{v}_E(\bar{r}, \theta) = 0$ . При такому припущенні рівняння перенесення напруженості електричного поля в УЗВ, приймає наступну форму

$$\frac{\partial H}{\partial \mathcal{G}} = \operatorname{div}(D\nabla H) + \gamma_E(\bar{r}, t). \quad (7)$$

Якщо параметр  $D$  мало залежить від процесу перенесення, то рівняння (7) спрощується і приймає наступну форму

$$\frac{\partial H}{\partial \mathcal{G}} = D\nabla^2 H + \gamma_E. \quad (8)$$

Припустимо, що в деякому елементарному об'ємі знаходиться пластина УЗВ, котра в деякий момент часу  $t > 0$  пов'язується ЕМП напруженістю  $H_0$ . При часі  $t \rightarrow \infty$  перехідний процес перенесення електричної енергії в УЗВ закінчується. Так як параметр  $\gamma_E$  є пропорційним напруженості  $H$  ЕМП пластини, тобто  $\gamma_E = k_H H$ , то його зміна в часі може мати тільки дві форми. Першою формою є механічна енергія, яка створювана електричним імпульсом, а другою формою є ЕМЕ, яка

створюється рухом пластини УЗВ. Враховуючи, що УЗВ є електропровідним, який характеризується активним опором, індуктивністю та ємністю, і по якому протікає електричний струм  $i$ , створюваним електричним імпульсом, то вільна складова перехідного процесу, яка характеризує втрату електричної потужності, має вигляд

$$\tau_{2\Pi}^2 \frac{d^2 i}{d\theta^2} + \tau_{1\Pi} \frac{di}{d\theta} + i = 0, \quad (9)$$

де  $\tau_{2\Pi}$ ,  $\tau_{1\Pi}$  - сталі часу перехідного процесу УЗВ, котрі при вище прийнятих припущеннях дорівнюють сталому часу механічних коливань пластини ПЕЕ.

Напруженість електричного поля в УЗВ  $H_{\Pi} = K_{\Pi} i$ , де  $K_{\Pi}$  - стала. Підставимо це рівняння в (9). У результаті маємо

$$\tau_{2K}^2 \frac{d^2 H_{\Pi}}{d\theta^2} + \tau_{1K} \frac{dH_{\Pi}}{d\theta} + H_{\Pi} = 0, \quad (10)$$

де  $\tau_{1K} = K_{\Pi} \tau_{1\Pi}$ ,  $\tau_{2K} = K_{\Pi} \tau_{2\Pi}$  - сталі часу.

Якщо рахувати, що напруженість електричного збуджуючого імпульсу (ЕЗІ) повністю передається УЗВ, то повинна виконуватися умова

$$H_{\Pi}(\theta) = \Psi \frac{\partial H}{\partial \vartheta}, \quad (11)$$

де  $\Psi$  - стала процесу перенесення.

Продиференціюємо ліву та праву частини рівняння (11) за часом перенесення ультразвукової енергії (УЗЕ)  $\theta$ . У результаті маємо

$$\frac{\partial H_{\Pi}}{\partial \theta} = \Psi \frac{\partial^2 H}{\partial \vartheta \partial \theta}. \quad (12)$$

З врахуванням (11) і (12) рівняння (8) приймає наступну форму.

$$\frac{\partial H}{\partial \theta} + \Psi \frac{\partial^2 H}{\partial \vartheta \partial \theta} = D \nabla^2 H + \gamma_E. \quad (13)$$

Якщо стала  $\Psi \rightarrow \infty$ , а  $\theta \approx \vartheta$ , то  $\partial^2 H / \partial \vartheta^2 \rightarrow 0$ . У цьому випадку перенесення напруженості ЕМП в УЗВ відсутнє. При  $\Psi = \tau_{\Pi}$  і  $\theta = \vartheta$  рівняння (13) приймає наступну форму

$$\tau_{\Pi} \frac{\partial^2 H_{\Pi}}{\partial \vartheta^2} + \frac{\partial H_{\Pi}}{\partial \vartheta} = D \nabla^2 H + \gamma_E. \quad (14)$$

Після переходу від повної похідної до часткової рівняння (14) приймає вигляд

$$\tau_{2\Pi}^2 \frac{d^3 H_{\Pi}}{d\vartheta^3} + \tau_{1\Pi} \frac{d^2 H_{\Pi}}{d\vartheta^2} + \frac{dH_{\Pi}}{d\vartheta} = D \nabla^2 H + \gamma_E. \quad (15)$$

Ліва частина рівняння (15) характеризує зміну напруженості УЗВ, яка викликає механічну дію, а права – зміну напруженості цього поля при випромінюванні УЗК. Так як у досліджуваному об'єкті мають місце втрати напруженості, то, приймаючи, що  $\gamma_E = \partial H / \partial t$ , де  $t$  - час стоку електромагнітної енергії

ЕМЕ, рівняння (15) набуває такого вигляду

$$\tau_{2\Pi}^2 \frac{d^3 H_{\Pi}}{d\vartheta^3} + \tau_{\Pi\Pi} \frac{d^2 H_{\Pi}}{d\vartheta^2} + \frac{dH_{\Pi}}{d\vartheta} = -D\nabla^2 H - \frac{\partial H}{\partial t}. \quad (16)$$

Таким чином, електромагнітний процес, який протікає в УЗВ, описується нелінійним диференціальним рівнянням. Знак «мінус» у рівнянні (16) показує, що має місце зменшення механічної енергії, а відповідно й зменшення ЕМЕ в УЗВ. Структурно-фізичну модель електромагнітних перетворень можна подати у формі реологічних перетворень, як показано на рис. 1. Згідно з теорією реологічних перетворень [15-24] в УЗВ мають місце наступні послідовні переходи:

- енергія ЕЗІ з амплітудою  $E_0$  створює в УЗВ електродинамічне зусилля  $E_{\sigma}$ ;
- електродинамічне зусилля приводить до механічного руху УЗВ, переміщуючи його на деяку відстань  $r$  пропорційну цьому зусиллю;
- вільний механічний рух УЗВ створює механічні УЗК з частотою  $f$ ;
- УЗК індукують електрорушійну силу  $E$ , яка створює напруженість  $H$  електромагнітного поля;
- електромагнітне поле викликає вторинну механічну дію УЗВ.

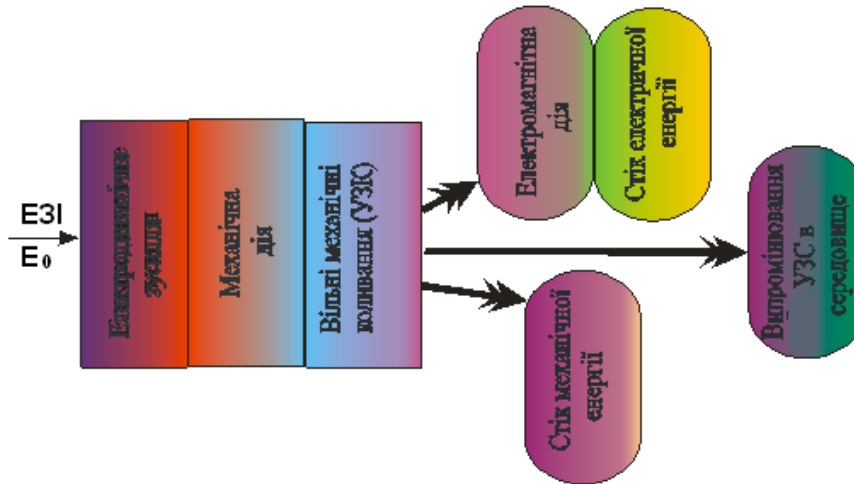


Рис. 1. Фізична модель реологічних перетворень в УЗВ

### ФІЗИЧНІ МОДЕЛІ РЕОЛОГІЧНОГО ПЕРЕТВОРЕННЯ ЕЗІ В НАПРУЖЕНІСТЬ ЕЛЕКТРИЧНОГО ПОЛЯ

У процесі активізації ПЕЕ енергія ЕЗІ зменшується до нуля, а енергія, яка накопичена цим елементом, зростає від нуля до деякого максимального значення. Взаємодія двох енергій створює електродинамічне зусилля, яке приводить до переміщення центра металеві мембрани на відстань  $x_0$ . Графіки незворотних реологічних переходів (НРП) показані на рис. 2. Структурно-реологічна модель спаду напруженості ЕЗІ являє собою ступінчасту функцію, яка може бути описана рівнянням (див. рис. 2, б):

$$E_I(t) = \begin{cases} 1 & t \leq t_{11}; \quad t_{11} < t_{12} \\ 0 & t \geq t_{12}; \quad t_{11} < t_{10} < t_{12} \end{cases}$$

Структурно-логічна модель зростання напруженості електричного поля ПЕЕ теж являє собою ступінчасту функцію, яку можна описати таким рівнянням (див. рис. 2, в)

$$H_{\Pi}(t) = \begin{cases} 1 & t \geq t_{12} \\ 0 & t < t_{11} \end{cases}$$

Тривалість фазового переходу залежатиме від електричних параметрів ПЕЕ. Згідно з теорією узагальнених функцій, похідна ступінчастої функції приводить до символічної рівності  $\delta_1(t) = \frac{d}{dt} f_1(t)$ , де  $\delta_1(t)$  - дельта-функція Дірака;  $f_1(t)$  - деяка довільна функція.

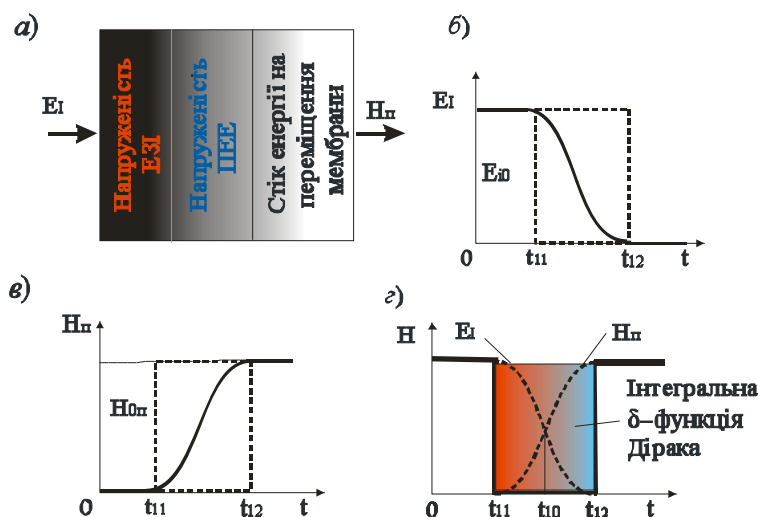


Рис. 2. Фізична модель (а) і графіки НРП реологічного переходу: б) – графік НРП ЕЗІ; в) – графік НРП напруженості електричного поля ПЕЕ; г) – графік інтегральної імпульсної  $\delta$  – функції Дірака

Якщо функція  $f_1(t)$  описує процес перенесення напруженості зі спадковістю, то функція Дірака є асиметричною й описується рівнянням (див. рис. 2, г)

$$\int_{t_{11}+0}^{t_{12}} f_1(\xi) \delta(\xi - t_{10}) d\xi = \begin{cases} 0 & t_{10} < t_{11}, \quad t_{10} \geq t_{12} \\ f_1(t_{10} + 0) & t_{11} < t_{10} < t_{12} \end{cases},$$

де  $\xi$  - деяка змінна;  $\delta(\xi - t_{10})$  - ядро лінійного інтегрального перетворення;  $t_{10}$  - середнє значення часу фазового переходу. Такий фазовий реологічний перехід описується рівнянням у вигляді

$$f_1(\xi) = \frac{\partial E_I}{\partial t} = \text{div}(D_E \nabla E_I) + H_{\Pi}(\bar{r}_{H\Pi}, t), \quad (17)$$

де  $D_E$  - коефіцієнт перенесення електричної енергії в напруженість ЕМП;  $\bar{r}_{H\Pi}$  - вектор напрямку дії напруженості ЕМП.

### ФІЗИЧНІ МОДЕЛІ РЕОЛОГІЧНОГО ПЕРЕТВОРЕННЯ НАПРУЖЕНОСТІ ЕЛЕКТРИЧНОГО ПОЛЯ В ПЕРЕМІЩЕННЯ МЕМБРАНИ

На цьому етапі реологічного перетворення напруженість ЕМП спадає, а лінійне переміщення УЗВ збільшується. Графіки незворотних реологічних перетворень для реологічного переходу показані на рис. 3. За аналогією з попереднім реологічним переходом такий фазовий реологічний перехід описується наступним рівнянням

$$f_2(\xi) = \frac{\partial H_{\Pi}}{\partial t} = \text{div}(D_{H\Pi} \nabla H_{\Pi}) + x(\bar{r}_x, t). \quad (18)$$

де  $D_{HP}$  - коефіцієнт перенесення напруженості ЕМП у переміщення мембрани ПЕВ;  $\vec{r}_x$  - вектор напрямку руху мембрани.

**ФІЗИЧНІ МОДЕЛІ РЕОЛОГІЧНОГО ПЕРЕТВОРЕННЯ ПЕРЕМІЩЕННЯ УЗВ В УЗК**

На цьому реологічному переході проходить зменшення амплітуди вимушеного відхилення мембрани і поява вільних її коливань з ультразвуковою частотою та інтенсивністю  $I_0$ . Графіки НРП для цього реологічного переходу показані на рис. 4. Такий фазовий реологічний перехід описується рівнянням

$$f_3(\xi) = \frac{\partial x}{\partial t} = \text{div}(D_x \nabla x) + y(\vec{r}_y, t). \tag{19}$$

де  $D_x$  - коефіцієнт перенесення вимушеного руху мембрани в її вільні коливання;  $\vec{r}_y$  - вектор напрямку руху вільних коливань мембрани.

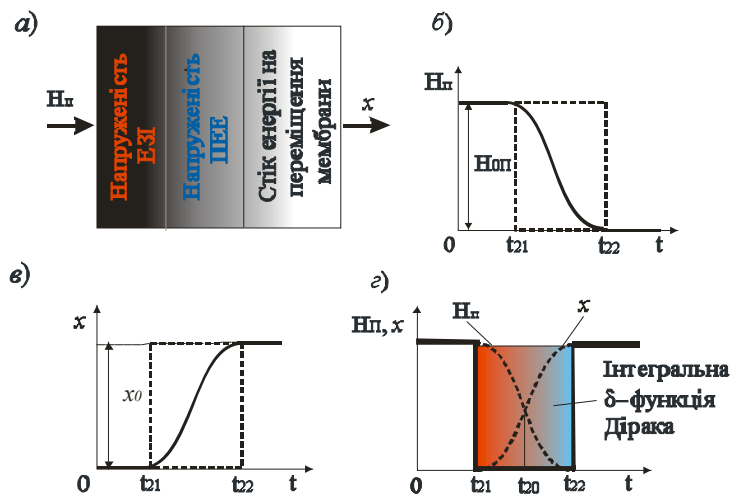


Рис. 3. Фізична модель (а) і графіки НРП реологічного переходу: б) – графік НРП напруженості електричного поля ПЕЕ; в) – графік незворотного реологічного переміщення мембрани; г) – графік інтегральної імпульсної  $\delta$  – функції Дірака

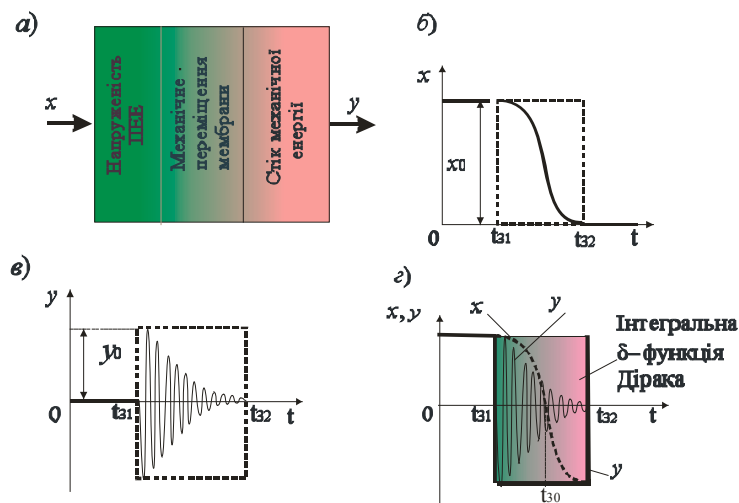


Рис. 4. Фізична модель (а) і графіки НРП реологічного переходу: б) – графік НРП вільного відхилення мембрани УЗВ; в) – графік незворотного реологічного переміщення мембрани в УЗК; г) – графік інтегральної імпульсної  $\delta$  – функції Дірака

### ФІЗИЧНІ МОДЕЛІ РЕОЛОГІЧНОГО ПЕРЕТВОРЕННЯ УЗК МЕМБРАНИ В БІОЛОГІЧНОМУ СЕРЕДОВИЩІ

УЗС, який створений УЗВ, направляється в досліджуване біологічне середовище. На цьому реологічному переході обвідна  $y_{10}$  УЗС загасає в залежності від відстані  $J$  перенесення УЗЕ, наприклад, за законом Ламберта-Бугера-Бера. Дійшовши до поверхні деякого визначального середовища, обвідна змінюється до величини  $y_{20}$ . Графіки НРП для цього реологічного переходу показані на рис. 5. Такий фазовий реологічний перехід описується наступним рівнянням

$$f_4(\xi) = \frac{\partial y_{10}}{\partial t} = \text{div}(D_{y_{10}} \nabla y_{10}) + y_{20}(\bar{r}_{y_{20}}, t). \quad (20)$$

де  $D_{y_{10}}$  - коефіцієнт перенесення ультразвукової енергії в біологічному середовищі;  $\bar{r}_{y_{20}}$  - вектор напрямку руху УЗК.

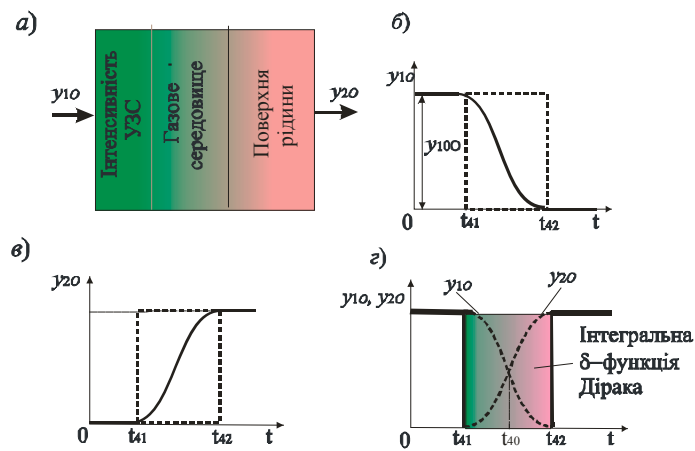


Рис. 5. Фізична модель (а) і графіки НРП реологічного переходу: б) – графік НРП випроміненого УЗС в біологічне середовище; в) – графік НРП відбитого УЗС; г) – графік інтегральної імпульсної  $\delta$  – функції Дірака

### ФІЗИЧНІ МОДЕЛІ РЕОЛОГІЧНОГО ПЕРЕТВОРЕННЯ СПРИЙМАЮЧИХ УЗС В ЕЛЕКТРИЧНИЙ ВИХІДНИЙ СИГНАЛ

Графіки НРП для цього реологічного переходу показані на рис. 6.

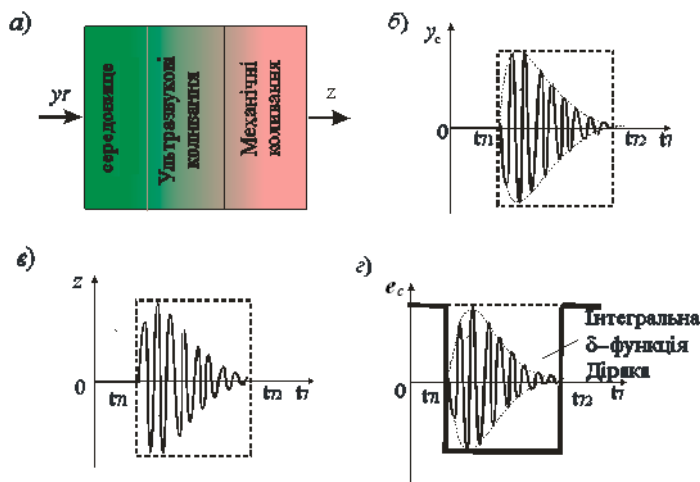


Рис. 6. Фізична модель (а) і графіки НРП реологічного переходу: б) – графік НРП УЗС у механічні коливання; в) – графік незворотного реологічного переміщення мембрани; г) – графік інтегральної імпульсної  $\delta$  – функції Дірака



Фазовий реологічний перехід описується таким рівнянням

$$f_7(\xi) = \frac{\partial y_c}{\partial t} = \text{div}(D_{y_c} \nabla y_c) + z(\bar{r}_z, t). \quad (21)$$

де  $D_{y_c}$  - коефіцієнт перенесення відбитої від поверхні досліджуваного елемента тіла ультразвукової енергії;  $\bar{r}_z$  - вектор напрямку руху мембрани ПЕП.

Фазовий реологічний перехід вимушених механічних коливань УЗП в електричний сигнал, який сприймається електричною вимірювальною схемою (ЕВС), описується наступним рівнянням

$$\frac{\partial z}{\partial t} = \text{div}(D_z \nabla z) + e_c(\bar{r}_{e_c}, t). \quad (22)$$

де  $D_z$  - коефіцієнт перенесення кількості руху мембрани в ЕРС;  $\bar{r}_{e_c}$  - вектор напрямку дії ЕРС.

За рахунок реологічних фазових переходів форма випроміненого в біологічне середовище УЗС (рис. 7) суттєво змінюється як за амплітудою, так і за формою обвідної (рис. 8).

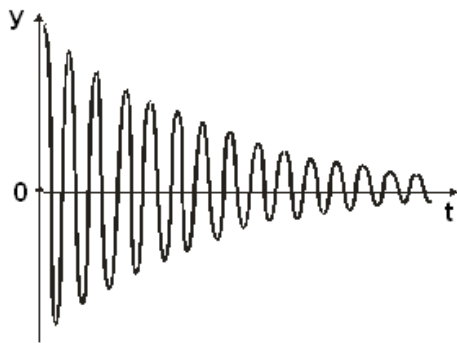


Рис. 7. Форма випромінюючого УЗС

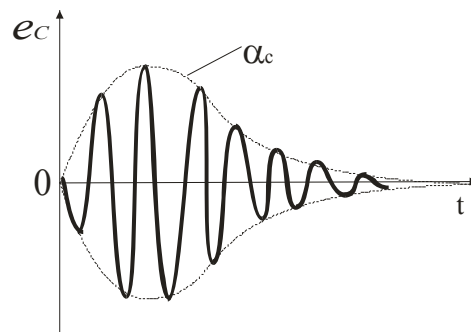


Рис. 8. Форма сприймаючого УЗС

## ВИСНОВОК

Аналіз фазових реологічних перетворень п'єзокерамічного ультразвукового перетворювача показує, що на вимірювальний контроль визначальних параметрів біологічного середовища чинять вплив не тільки фізико-хімічні параметри цього середовища, але й механічні та електричні параметри ПКЕ. Як видно з фізичних моделей реологічні перетворення описуються нелінійними диференціальними рівняннями, що свідчить про наявність нелінійних складових похибок вимірювального контролю. Як показують теоретичні та експериментальні дослідження п'єзокерамічних перетворювачів, форма електричного сигналу, який поступає в електровимірювальну схему відрізняється від форми УЗС, яка випромінюється в біологічне середовище.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Шкарлет Ю.М. Бесконтактные методы ультразвукового контроля. – М.: Машиностроение, 1974. – 57 с.
2. Рабинович М.И., Трубецков Д.И. Введение в теорию колебаний и волн. – М.: Наука, 1984. – 362 с.
3. Корольов М.В., Аристов В.В., Урываев В.В. Портативный эхоимпульсный ультразвуковой толщиномер УТ-31 М. Дефектоскопия, 1977, №2. -С. 18-26.
4. Шрайбер Д.С. Ультразвуковая дефектоскопия. М.: Металлургия, 1965. – 391 с.
5. Ермолов И.Н. Отражение ультразвука от дефектов различной формы. – Дефектоскопия, 1970, №4. – С. 17-24.
6. Бесконтактные акустические дальномеры [Електрон. ресурс] / Жмыльв А.Б., Шерман О.А. – Режим доступу: [www.vzljot.ru/files/publications/2004/bezkotakt-akust-dalnomer.pdf](http://www.vzljot.ru/files/publications/2004/bezkotakt-akust-dalnomer.pdf) – Назва з титул.екрану.
7. Бабиков О.И. Контроль уровня с помощью ультразвука. – Л.: Энергия, 1971. – 98 с.
8. Дж. Фрайден. Современные датчики. Справочник / Перевод с английского Ю.А. Заболотной под ред. Е.Л. Свинцова. – Москва: Техносфера, 2006. – 592 с.
9. Ультразвук. Маленькая энциклопедия. Глав. ред. И.П. Голямина. – М.: «Советская энциклопедия»,

1979. – 400 с., илл.
10. Шутилов В.А. Основы физики ультразвука: Учеб. пособие. – Л.: Изд-во Ленингр. ун-та, 1980. – Ил. – 78, табл. – 22, библиогр. – 109 назв. с. 1 – 280.
  11. Кузьмичев В.Е. Законы и формулы физики / Отв. ред. В.К. Тартаковский. – К.: Наук. думка, 1989. – 864 с. – Библиогр.: с. 846 – 848.
  12. Беранек Л. Акустические измерения. – М.: Изд-во иностр. лит., 1952. – 626 с.
  13. Бергман Л. Ультразвук и его применение в науке и технике. – М.: Изд-во иностр. лит., 1956. – 726 с.
  14. А.Е. Колесников. Ультразвуковые измерения. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Изд-во стандартов, 1982. – 248 с., ил.
  15. Стенцель Й.І., Рябіченко А.В., Євсюков В.В. Математичні моделі зрівноважуючого ультразвукового засобу контролю рівня рідинних середовищ. //Вісник національного технічного університету «ХПІ». Збірник наукових праць. «Електроенергетика і преобразовательная техника». – Харків: НТУ «ХПІ» - № 12. – 2010. – с. 3-8.
  16. Стенцель Й.І., Томсон А.В., Рябіченко А.В. Теоретичні та експериментальні дослідження ультразвукових п'єзоелектричних перетворювачів рівня рідин. //Матеріали другої міжнародної науково-практичної конференції „Розвиток наукових досліджень 2006”. Полтава. Том 6, 2006. – с. 61-63.
  17. Стенцель Й.І., Рябіченко А.В., Євсюков В.В. Математичне описання ультразвукових приладів контролю рівня рідинних середовищ. //Матеріали шостої міжнародної науково-практичної конференції «Розвиток наукових досліджень 2010». Том 8. -. Полтава, 2010. – с.113-116.
  18. Стенцель Й.І. Математичне моделювання хімічних процесів на основі теорії реологічних переходів. Вісник Східноукр.нац університету. Науковий збірник. №5 (111), Ч.2.- 2007. – с.91-97.

Надійшла до редакції 20.11.2013р.

**СТЕНЦЕЛЬ ЙОСИП ІВАНОВИЧ** – д.т.н., професор, завідувач кафедри комп'ютерно-інтегрованих систем управління, Технологічний інститут Східноукраїнського національного університету імені Володимира Даля, м. Северодонецьк, Луганська область, Україна.

**ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИТРОВИЧ** - д.т.н., професор, завідувач кафедри загальної фізики та фотоники, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.

**РЯБІЧЕНКО АНТОН ВІКТОРОВИЧ** – к.т.н., старший науковий співробітник кафедри комп'ютерно-інтегрованих систем управління, Технологічний інститут Східноукраїнського національного університету імені Володимира Даля, м. Северодонецьк, Луганська область, Україна.

**ЛІТВІНОВ КОСТЯНТИН АНАТОЛІЙОВИЧ** – студент Технологічного інституту Східноукраїнського національного університету імені Володимира Даля, м. Северодонецьк, Луганська область, Україна.