

І.М. АКСЬОНОВА, кандидат технічних наук  
Одеська державна академія будівництва та архітектури, кафедра  
водовідведення та гідравліки

## ІДЕНТИФІКАЦІЯ ХВИЛЬОВИХ ЯВИЩ БІОХІМІЧНИХ ПРОЦЕСІВ В БІОРЕАКТОРАХ ОЧИЩЕННЯ СТИЧНИХ ВОД УЛЬТРАЗВУКОВИМИ МЕТОДАМИ

*У роботі розглянуто імовірність використання ультразвукових методів діагностики при дослідженні хвильових явищ ферментно-каталітичних реакцій розкладу органічної речовини у біохімічних реакторах очищення стічних вод.*

**Ключові слова:** хвильові явища, ферментно-каталітичні реакції, ультразвукові методи, біореактори, очищення стічних вод.

*В работе рассмотрена вероятность использования ультразвуковых методов диагностики при исследовании хвильових явлений ферментно-каталитических реакций разложения органичного вещества в биохимических реакторах очистки сточных вод.*

**Ключевые слова:** волновые явления, ферментно-каталитические реакции, ультразвуковые методы, биореакторы очистки сточных вод.

*The paper considers the possibility of using ultrasound diagnostic methods in the study of wave phenomena reactions of enzyme catalytic decomposition of organic matters in the biochemical reactor for wastewater treatment.*

**Key words:** wave phenomena, enzyme-catalytic reaction, ultrasonic methods, bioreactors and wastewater treatment

Обґрунтованість теорії виникнення хвильових збуджень [1] в біохімічній системі розкладу органічної речовини при біологічному очищенні стічних вод дає можливість ідентифікувати ультрачастотні хвильові збудження при ферментно-каталітичному розкладі відповідної групи органічних речовин та класифікувати їх інтенсивність для моделювання інтенсифікації цих процесів.

Відповідно стійкості стану системи в стаціонарно-гідродинамічних умовах вимірювання хвильових характеристик різного походження:

- фотометричні властивості;
- звукові властивості;
- теплові;
- електромагнітні та інші.

Так як рівень збудження значно малий, то рівень вимірювання повинен бути ультрачастотним. Сучасні методи вимірювання ультрачастотних

характеристик дозволяє адаптувати існуючі методики для умов біохімічного ферментно-каталітичного розкладу органічної речовини при очищенні стічних вод різного походження. Ідентифікацію змін стану системи в стаціонарно-гідродинамічних умовах визначають інтегральні гідрохімічні показники відношення БСК повного до ХСК. [1:60]. Але контроль стану відповідної системи та її безвідмовної роботи є досить ресурсномістким [2:38].

Сучасні технології ультразвукового обстеження, вимірювання теплотехнічних характеристик, високочутливі фотоелементи, та інше потребує адаптування або розробку таких приладів, які були би високочутливі до змін хвильового збудження, аналогічно хроматографічному методу вимірювання концентрації речовин.

Ідентифікація хвильових збуджень при ферментно-каталітичному розкладі органічної речовини потрібна для контролю за станом системи та її продуктивності, змінами стану під дією різного роду спрямованого збудження для інтенсифікації процесу.

Швидкість, з якою ультразвук поширюється в середовищі, залежить від властивостей цього середовища, зокрема, від його щільності. Середовище є гомогенним, якщо щільність, структура і температура однакові для всього середовища. Хвилі в гомогенному середовищі поширюються лінійно. Різні середовища мають різні властивості, з яких особливо важливим є акустичний імпеданс. Акустичний імпеданс [3:43] дорівнює добутку щільності середовища та швидкості поширення в ньому звуку і характеризує ступінь опору середовища поширенню звукової хвилі. Якщо швидкість поширення ультразвукової хвилі в середовищі практично постійна, то акустичний імпеданс є функцією лише його щільності. Навіть при незначній різниці густини між середовищами виникає ефект «розділу фаз». Ультразвукова хвиля, яка досягла межі двох середовищ, може відбитися від кордону або пройти через нього.

Структури, в яких відбувається повне загасання ультразвукових хвиль, іншими словами, через які ультразвук не може проникнути, створюють позаду себе акустичну тінь (*shadowing*).

Амплітуда коливань являє собою відстань, на яку частинки середовища відхиляються від положення спокою. Величина амплітуди залежить від пружних властивостей середовища та потужності ультразвукової хвилі. Потужність ультразвукової хвилі – це енергія, яка передається через навколишній випромінювач (Вт).

Однак, більш важливою характеристикою для ідентифікації процесу біохімічного ферментно-каталітичного розкладу органічної речовини є інтенсивність ультразвукового випромінювання, яка визначається як потужність, що припадає на одиницю площі ( $\text{Вт}/\text{м}^2$  або  $\text{Вт}/\text{см}^2$ ). Поширення поздовжньої хвилі в середовищі не супроводжується перенесенням маси речовини в просторі, але призводить до переносу енергії. Кількість енергії, яка переноситься по мірі поширення хвилі зменшується, так як відбувається її відбиття та поглинання з переходом механічної енергії в теплову. Цей ефект є зовсім незначним при малих рівнях інтенсивності діагностичного

ультразвуку. Глибина проникнення хвилі визначається не тільки потужністю і частотою ультразвукових коливань, а також пружними властивостями середовища, в якому вони поширюються. З одного боку, чим менше довжина хвилі, (тобто вище частота, тим більш спрямованим, сфокусованим, буде випромінювання; з іншого – чим вище частота коливань, тим меншою буде глибина проникнення ультразвукової хвилі в середовище. Великі частоти поглинаються швидше, ніж низькі.

Середовища можуть поглинати (перетворювати в тепло), заломлювати (згинати подібно світловим хвилям), розсіювати і відбивати звукові хвилі. Відбиття може бути дифузним (як на проекційному екрані) або дзеркальним (як у дзеркалі).

Відбиття ультразвукової хвилі лежить в основі дії сучасної діагностичної ультразвукової апаратури, що працює в режимі ехолокації. Частина спрямованої всередину дослідного об'єкту енергії ультразвукової хвилі відбивається на кордоні неоднорідного середовища і викликає мікродеформацію п'єзoeлементу датчика та появу в ньому (за принципом прямого п'єзoeфекту) електричного імпульсу, що несе інформацію про внутрішню будову досліджуваної області.

При близьких значеннях акустичних опорів значна частина ультразвукової енергії проходить крізь межу двох середовищ. Однак сучасна апаратура здатна відтворювати на екрані відбиток менше 1% його потужності. Інтенсивність відбиття буде прямо пропорційна різниці акустичного опору на границі розділу двох неоднорідних середовищ. Акустичний опір залежить від щільності середовища і швидкості поширення у ній ультразвуку та виражається формулою:

$$Z = \rho c, \quad (1)$$

де  $Z$  – акустичний опір, кг/м<sup>2</sup>/с;  $\rho$  – щільність середовища, кг/м<sup>3</sup>;  $c$  – швидкість поширення ультразвуку, м/с. Коефіцієнт відбиття легко визначити, якщо відомі акустичні опори першого та другого середовищ:

$$R_a = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}, \quad (2)$$

де  $R_a$  – коефіцієнт відбиття по амплітуді,  $Z_1$  і  $Z_2$  – акустичні опори середовищ.

Чим більше різниця між акустичними опорами двох середовищ, тим більша частина енергії хвилі відіб'ється на їх межі.

Поглинання характеризує кількість енергії ультразвукової хвилі, яка втрачається в перерахунку на певний обсяг середовища, через яку проходить хвиля. Це пропорційний процес: певна частка енергії втрачається при проходженні звуку на цю глибину. Швидкість втрати також обернено пропорційна частоті: чим більше частота, тим швидше відбувається поглинання. У децибелах визначають енергію звуку в логарифмічній шкалі, тому втрата приблизно 3 дБ означає, що звукова енергія стала слабшою в 2 рази. Швидкість поглинання залежить від типу середовища і в середньому становить приблизно 0,5...1 дБ/см/МГц. Отже, для хвилі з частотою 5 МГц

втрачається 2,5...5 дБ/см звукової енергії, тобто половина енергії хвилі на кожен сантиметр.

Для отримання ультразвукових коливань в діагностичних апаратах використовується явище зворотного п'єзоефекту – коливання пластинки з пьезоматеріалу під впливом електричного струму.

Не менше значення для роботи апаратури має і принцип прямого п'єзоефекту. Інформація про внутрішнє середовища в біореакторі передається відбиттям від них ультразвукової хвилі.

При її впливі на п'єзоелемент датчика в ньому утворюються електричні заряди, які після відповідних перетворень утворюють зображення на екрані пристрою. Основний елемент датчика являє собою тонку пластину з матеріалу, що має п'єзоелектричні властивості. В даний час матеріалом для цього слугують не природні (кварц), а отримані штучним шляхом матеріали (титанати свинцю, барію і ін.). При підведенні до граней такої пластинки різниці потенціалів відбувається її деформація – розширення або стиснення в залежності від полярності електричного заряду. Це явище відоме як зворотний п'єзоефект.

Частота коливань пластини залежить від властивостей матеріалу, з якого вона зроблена, її товщини тощо. Чим тонше п'єзоелемент, тим вище його резонансна частота. Для частот 10...15 МГц товщина пластини становить усього кілька мікрон (мкм). Час, протягом якого на пластину подається напруга, вимірюється мільйонними частками секунди і лише протягом цього часу п'єзоелемент є передавальною антеною – випромінює ультразвукові коливання вглиб дослідного об'єкту. Створена різниця електричних потенціалів викликає коливання пластинки з пьезоматеріалу, що служить джерелом ультразвукової хвилі. Частина енергії ультразвукової хвилі відбивається, проходячи крізь межу середовищ, що мають різні акустичні властивості, і повертається до пьезоелементу, який в цей час знаходиться в стані спокою. Відбита ультразвукова хвиля викликає компресію пьезопластини і появу на її гранях різниці електричних потенціалів за принципом прямого п'єзоефекту. П'єзоелемент датчика в цей час працює як приймальна антена, а електричний заряд, що з'явився на пластині, і є основною одиницею побудови зображення на екрані.

В даний час такі назви методу, як двовимірне і одновимірне ультразвукове дослідження частіше замінюються скороченими назвами *A*- та *B*-метод. Застосування термінів, які мають у своєму складі слова «сканування» або «томографія» допустимо лише для опису дослідження двовимірним (*B*) методом.

При використанні інших режимів їх найменування фігурує в описі дослідження, наприклад: ультразвукова доплерографія, кольорове доплерівське картування, або після назви «сонографія», "ультразвукове дослідження" та ін. вказується метод його проведення.

Існують два принципових варіанти отримання інформації про внутрішню структуру об'єкта з допомогою ультразвуку. Провідним у даний час

є метод ехолокації, який полягає в прийомі відбитих у міру проходження променя сигналів, їх обробці в апараті та виведення графічної або структурної інформації на екран.

Принцип ехолокації реалізується на практиці різними методами, серед яких найбільш використовуваними є: *A*, *B*, *D* та їх різновиди. *A*-метод отримав назву від початкової літери англійського слова *amplitude* (амплітуда). Відбиті сигнали відтворюються у вигляді піків на горизонтальній осі екрана апарату. Чим більше зміщене вправо зображення цього піку, тим далі від датчика розташована зона відбиття ультразвукового сигналу. Знаючи швидкість поширення ультразвукової хвилі в середовищі, можна визначити відстань до цієї зони, розділивши навпіл (оскільки ультразвуковий промінь проходить цей шлях двічі) добуток часу повернення імпульсу на швидкість ультразвуку. Значення амплітуди на екрані апарату характеризує (якісно, а не кількісно, так як неможливо врахувати всі втрати енергії імпульсу на шляху до зони відображення і назад) різницю в акустичній щільності середовища. Тим не менш, амплітуда відбитого сигналу дозволяє, певною мірою, зробити висновок про характер перешкоди на трасі ультразвукового променя. Незважаючи на те, що апарат, що працює в одновимірному режимі, влаштований відносно просто, а кількість інформації, одержуваної з його допомогою, обмежена, пристрої цього типу і в даний час успішно застосовуються в деяких галузях техніки.

*M*-метод (розгортка одновимірного зображення в часі). Назва цього методу (*M*) є скороченням англійського слова *motion* (рух). Іноді метод називається *TM time-motion* (час-рух). Він призначений для дослідження рухомих структур. Суть методу легко зрозуміти, уявивши собі, як ультразвуковий промінь з датчика одновимірного апарату проходить через рухомий потік. В цьому випадку на екрані апарата можна спостерігати переміщення амплітуд сигналів, відбитих від прикордонних шарів. Однак, вимірювати зміщення цих амплітуд (тобто визначати величини коливань) практично неможливо, так як зображення знаходиться в постійному русі. В *M*-режимі зображення на екрані повернуто на 90° градусів по відношенню до того, як відтворюється *A*-методом. На екрані воно більше відповідає нормальним просторовим співвідношенням: відбиті сигнали відкладається не на горизонтальній, а на вертикальній осі, причому амплітуда зображується не піком сигналу, а яскравістю світіння точки в місці його відображення. Площина, на яку проектується зображення, зміщується в часі, подібно рухомому паперу приладу з механічним записом процесу зсуву. На екрані при цьому відтворюється графік переміщення досліджуваного об'єкта в часі. Зображення може бути зупинене для детального вивчення та вимірювань параметрів.

В даний час абсолютна більшість ультразвукових досліджень здійснюються апаратами, що працюють в режимі *B*-методу, назва якого походить від слова *brightness* (яскравість). Цей метод називається також томографію, методом двовимірного ультразвукового дослідження, або ультразвуковим скануванням і є найбільш інформативним. Переміщення

ультразвукового променю може проводитися почерговим включенням п'єзоелементів датчика.

Для реєстрації і вимірювання параметрів роботи біореактору можливо використання подвійного режиму роботи апарату (*B+M*) Праворуч на екрані томограма потоку з зображенням на ній пунктирною лінією осі, за направленням якої в лівій частині екрана відтворюється розгортка одновимірного сигналу в часі. Такий метод сканування називається електронним скануванням. Датчик являє собою ряд послідовно розташованих п'єзоелементів. Кожен з них (як при роботі в *A*-режимі) відтворює зображення у вигляді точок, розташування яких на екрані відповідає відстані до зони відображення, а яскравість – амплітуді відбитого сигналу. Чим більше окремих елементів буде містити датчик і чим менший розмір буде мати кожен елемент – тим якісніше буде зображення на екрані. Таким чином, в результаті сканування двовимірне зображення виходить в одній площині, яка називається площиною сканування.

*B*-метод (фронтальне сканування). Цей метод полягає в отриманні двовимірного зображення при переміщенні п'єзоелемента в площині, поперечній його поступального руху (у прямокутній системі координат). Система формування зображення такого апарату обробляє тільки сигнали, відбиті на одній глибині – заданій для кожного томографічного зрізу. Датчик має свободу переміщення вперед-назад, вгору-вниз з можливістю нахилу променю під різними кутами але тільки в межах обраної площини сканування, яка не може бути змінена в процесі появи зображення на екрані. Після проведення кожного томографічного зрізу, ця площина змінюється на іншу переміщенням пристрою підвіски датчика. Зображення виникає при переміщенні датчика по поверхні досліджуваної області і в процесі дослідження автоматично заморожується. Перевагою методу є можливість отримувати на екрані цілком томографічні зрізи великих площ. До недоліків цього методу відноситься трудомісткість і тривалість дослідження. Широкого практичного застосування подібні апарати не отримали.

*D*-метод (ультразвукова доплерографія). Метод ультразвукової доплерографії заснований на ефекті, відкритому австрійським фізиком К. Доплером в 1842 р. Суть цього ефекту, що характерний для хвильових коливань будь-якої природи, полягає в зміні довжини хвилі при її відбитті від рухомої перешкоди. Відбиття від перешкоди, що наближається до джерела сигналу, викликає збільшення частоти вихідного коливання, при видаленні – призводить до зниження частоти. Вимірювання частотного зсуву дозволяє визначити швидкість та напрямок зміщення рухомих структур, наприклад потоку рідини в біореакторі за формулою:

$$\Delta f = 2\Delta v \cos \alpha / c, \quad (3)$$

де  $\Delta f$  – доплерівський зсув (зміна початкової частоти), Гц;  $f$  – початкова частота ультразвукових коливань, Гц;  $c$  – швидкість ультразвуку в середовищі, м/с;  $v$  – швидкість руху перешкоди, м/с;  $\alpha$  – кут падіння ультразвукового променю.

Суть методу полягає в тому, що відбиті сигнали проходять цифрову обробку і, в залежності від напрямку доплерівського зсуву, на зазначеній ділянці звичайного двовимірного зображення кольором показується напрям руху структур. Звичайно зсув у напрямку до датчику кодується червоним, від датчику – синім кольором. Області турбулентного руху маркуються жовтим або зеленим кольором, а відсутність переміщення рідини – глибоким чорним. За допомогою кольорового доплерівського картування можна бачити характер руху рідини в біореакторі.

Хвильові характеристики зміни щільності гомогенного середовища, які виникають при ферментно-каталітичному розкладанні високомолекулярних органічних сполук, при ультрозвуковому дослідженні можуть викликати резонансні явища.

На резонансних частотах електричний імпеданс має вигляд [4]:

$$Z_r = \frac{1}{f\omega C_0} (1 + \theta), \quad (4)$$

де  $\theta = 8\eta k^2 Q \sin(\pi f / 2f_Q) / f(k_1 d)^2$ ;  $C_0$  – ємність пьезопластики;  $Q$  – дрібність резонатора;  $\omega = 2\pi f$ ;  $f$  – частота,  $f_Q = c_1 / 2d$ ;  $k_t$  – коефіцієнт електромеханічного зв'язку;  $\eta$  – коефіцієнт сумісних коливань пьезопластин;  $k_1$ ,  $d$ ,  $c_1$  – хвильове число, товщина і швидкість ультразвуку для пьезопластики, відповідно.

Для ідентифікації хвильових характеристик середовища біореактору можна отримати амплітудно-частотну характеристику одновимірного ультрозвукового рідинного резонатора, яка має вигляд:

$$U_s = \frac{2h^2 D \gamma}{k_1 c^2} \cdot \frac{\sin(k_1 \frac{d}{2})}{AS}, \quad (5)$$

де  $U_s$  – амплітуда електричного напруги, що виникає на пьезопластині при відсутності електричного навантаження,  $h$  – п'єзоелектрична постійна,  $D$  – амплітуда електричної індукції в збудженій пьезопластині,  $\gamma = \frac{\rho_2 c_2}{\rho_1 c_1}$  – модуль пружності пьезопластики при постійному  $D$ ;  $c_1$  і  $c_2$  – швидкості ультразвуку в пьезопластині і рідині;  $\rho_1$  і  $\rho_2$  – щільності пьезопластин і рідини, відповідно,  $A$ ,  $S$  – хвильове число і товщина шару рідини.

При резонансі вираз (5) має вигляд:

$$\frac{U}{U_0} = \frac{\delta \theta}{1 + \theta}, \quad (6)$$

де  $U$  – амплітуда електричної напруги, що знімається з пьезопластики,  $U_0$  – амплітуда збуджуючої напруги  $\theta$  визначається формулою (4);  $\delta = Z_{ел} / (Z_{ел} + 1/f\omega C_0)$  – коефіцієнт передачі по напрузі з акустикою ланцюга в електричну;  $Z_{ел}$  – комплексний опір електричного навантаження.

З отриманої формули випливає, що вихідна напруга завжди менше збуджуючої.

Використання методів ультразвукового дослідження біореакторів біохімічного очищення стічних вод для ідентифікації процесів ферментно-каталітичного розкладу органічної речовини надає можливість контролювати зміну стану системи, формування мікроколоїдних структур [5], їх руйнування у процесі розкладу органічної речовини, формування надлишку біомаси, виникнення мікро течії та турбулентних потоків у біореакторі та інші характеристики які мають хвильову природу.

#### Висновки

– Ідентифікація хвильових явищ у процесах ферментно-каталітичного розкладу органічної речовини у біореакторах біохімічного очищення стічних вод має широкі перспективи при використанні методів ультразвуковий діагностики.

– Таки методи потребують адаптування та апробації для біореакторів нового покоління з високим ефектом очищення для вивчення ефективних умов процесів ферментно-каталітичних реакцій розкладу органічної речовини.

– Вивчення резонансних хвильових явищ, які виникають при ультразвуковому дослідженні процесів ферментно-каталітичних реакцій розкладу органічної речовини дозволяє ідентифікувати групи органічних сполук, або можливо і номенклатурно, відповідно змодельованому процесу.

#### Список літератури

1. Хейнце М. Очистка сточных вод. / Армоэс П.,Ля-Кур-Янсен Й., Арван Э.; учебное изд. – М.: Мир, 2008. – 471 с.
2. Дмитриев В.Д. Эксплуатация систем водоснабжения канализации и газоснабжения; справочник. – М.:Стройиздат, 1988. – 384 с.
3. Воробьев Е.А. Теория ультразвуковых колебаний как основа построения и применения технических средств получения информации: Учеб. пособие/СПбГУАП. –СПб, 2002. – 54 с.
4. Кононенко В.С. О погрешности измерений в ультразвуковом резонаторе, связанной с потерями энергии в пьезопластинах / Акустич. ж., 1985. –Т.31, №6. – С. 814-817.
5. Аксьонова І.М. Хвильові явища в біохімічних процесах очищення стічних вод / Проблеми водопостачання, водовідведення та гідраліки. Науково-технич. Збірник. – Випуск 24. – К.: КНУБА, 2014. – С.14-16.

*Надійшло до редакції 29.03.2016*