

ПРОЯВ РІЗНИХ ТИПІВ РУЙНУВАННЯ ПІД КВАЗІСТАТИЧНИМ СТИСКОМ СТОМАТОЛОГІЧНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ

В.Р. Скальський¹, В.Ф. Макєєв², О.М. Станкевич¹,
О.С. Кирманов², Р.Р. Павличко²

¹Фізико-механічний інститут ім. Г.В. Карпенка НАН України, Україна

²Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького, Україна

Abstract. Acoustic emission (AE) signals obtained from quasi-static compression tests on different dental materials and tooth-endocrown constructions were processed by continuous wavelet transform technique. By energy criterion three types of fracture were identified: plastic deformation, micro- and macrocracking (brittle fracture). Parameters including the frequency peak, bandwidth, pulsewidth and energy of AE signals were analyzed.

Головна мета використання ортопедичних конструкцій типу ендокоронки – мінімальне препарування зі збереженням максимальної кількості природних тканин ендодонтично пролікованих зубів. За час використання ендокоронки у стоматологічній практиці проведено значну кількість клінічних досліджень їх ефективності [1].

Відомо, що, з одного боку, міцність ортопедичної конструкції залежить від якості та цілісності анатомічної форми, величини здорового зуба, з іншого – пріоритетне значення мають збереження та забезпечення можливості його відновлення. Отже, правильний вибір типу ортопедичної конструкції та відповідних матеріалів слугують основою підвищення ефективності стоматологічного протезування.

У дослідженнях механічних властивостей різних типів ортопедичних матеріалів [2–5] та конструкцій [6–9] добре зарекомендував себе метод акустичної емісії (АЕ) [10]. За аналізом літературних джерел у проведених дослідженнях інформативними параметрами сигналів АЕ переважно слугували АЕ-активність, амплітуда та загальна енергія сигналів АЕ, тривалість сигналу або час його наростання, максимальна частота тощо. Останнім часом у практиці опрацювання сигналів АЕ широко використовують вейвлет-перетворення, яке дає можливість не лише виділяти частотні компоненти сигналу, але й локалізувати їх у часі [11]. Такий локальний аналіз сигналів АЕ може бути ефективним не лише для оцінювання кінетики розвитку руйнування, а й для визначення того, які складові ортопедичних конструкцій починають руйнуватися першими, адже початок розтріскування є подією найбільшої клінічної значимості.

Нижче викладено отримані нами результати досліджень особливостей руйнування незнімних ортопедичних конструкцій зуб–ендокоронка під квазістатичним стиском за параметрами вейвлет-перетворення сигналів АЕ.

Методика досліджень. Неперервне вейвлет-перетворення (НВП) використовують для дослідження структурних особливостей сигналів [11]. За означенням НВП – це скалярний добуток вихідного $s(t) \in L^2(R)$ сигналу та базисних функцій $\psi_{ab}(t) = \psi((t-b)/a)/\sqrt{a}$

$$W(a,b) = (s(t), \psi_{ab}(t)) = 1/\sqrt{a} \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \psi^*((t-b)/a) dt.$$

Базисні функції $\psi_{ab}(t)$ називають вейвлетами. Їх можна розглядати як масштабування та зсув деякої функції-прототипу $\psi(t)$. За рахунок зміни масштабу a , збільшення якого призводить до звуження Фур'є-спектра функції $\psi_{ab}(t)$, вейвети здатні виявляти відмінності в характеристиках на різних шкалах (частотах), а за рахунок зсуву b – проаналізувати властивості сигналу в різних точках на всьому інтервалі, який досліджується.

У програмному середовищі AGU-Vallen Wavelet, розробленому компанією Vallen Systeme, для НВП сигналів АЕ за функцію-прототип вибрано вейвлет Габора у вигляді

$$\psi_g(t) = \pi^{-1/4} (\omega_0 / \gamma)^{1/2} \exp[-t^2 / 2(\omega_0 / \gamma)^2 + i\omega_0 t],$$

де ω_0 – центральна частота і $\gamma = \pi(2 \ln 2)^{1/2} = 5,336$ [12].

Особливості структури сигналу виявляють за великими значеннями коефіцієнтів вейвлет-розкладу $W(a, b)$. Встановивши ділянку часу, якій відповідає такий коефіцієнт, можна її детально проаналізувати, визначити тривалість і частотний склад.

У попередніх дослідженнях запропоновано енергетичний критерій ідентифікування типів руйнування матеріалів за значеннями параметра E_{WT} локальних імпульсів НВП сигналів АЕ [13]: $E_{WT} \leq 0,01$ – пластична деформація (в'язке руйнування); $0,01 < E_{WT} \leq 0,1$ – мікротріщиноутворення; $E_{WT} > 0,1$ – крихке руйнування (ріст макротріщини). Результати експериментів усереднювали для всіх зразків кожної групи.

Результати та їх обговорення. За стандартними технологіями виготовляли зразки з 5 реставраційних матеріалів для ендокоронки по 5 штук кожного виду. Вони мали форму дисків товщиною 5 мм та діаметром 13 мм. Їх розділили на групи: *B* – диски з діоксиду цирконію, *C* – із прескераміки, *D* – із металокераміки, *E* – зі стоматологічного композиту та *F* – із фіксаційного цементу.

Також для експериментальних досліджень відібрали 22 моляри верхньої та нижньої щелеп, видалені за медичними показаннями. Після підготовки за стандартними методиками їх розділили на 5 груп (по 5 зразків у кожній): група *A* – контрольна, зуби без реставрації; група *BE* – зуби, відновлені ендокоронкою з діоксиду цирконію, *CE* – із прескераміки, *DE* – із металокераміки та *EE* – зі стоматологічного композиту. Усі ендокоронки закріплювали в зубах за допомогою композитного цементу згідно інструкцій виробника. Відновлені та невідновлені моляри фіксували у стоматологічному легкоплавкому сплаві Мелот.

Зразки навантажували стиском на установці СВР-5 за допомогою кулькового індентора (діаметр кульки – 4 мм) зі швидкістю його переміщення 0,12 мм/хв. АЕ-інформацію записували за допомогою вимірювальної системи SKOP-8. Основні її налаштування: тривалість вибірки 0,5 мс; період дискретизації аналогового сигналу 0,5 мкс; частота зрізу фільтра низьких частот 1000 кГц, високих – 100 кГц; поріг дискримінації – у межах 30 %, коефіцієнт підсилення – 70 дБ, смуга частот – 0,2...0,6 МГц. У режимі постобробки аналізували сигнали АЕ, будували їх НВП та вивчали кореляцію локальних особливостей НВП з типами руйнування.

Особливості генерування сигналів АЕ під час руйнування стоматологічних матеріалів. Ранні стадії руйнування зуба та всіх типів реставраційних матеріалів переважно супроводжувались сигналами двох типів, які чергувались між собою. Згідно з запропонованим нами енергетичним критерієм ідентифікування типів руйнування [13] сигнали типу I відповідають крихкому руйнуванню (виникають внаслідок утворення нових поверхонь руйнування відносно великої площі), а типу II – в'язко-крихкому руйнуванню (виникають внаслідок утворення та подальшого підростання мікротріщин). Водночас під час руйнування зуба (група *A*) та зразків металокераміки (група *D*) реєстрували сигнали типу III, які генерувались внаслідок пластичної деформації (в'язке руйнування), а під час руйнування прескераміки (група *C*) домінували механізми крихкого руйнування (сигнали типу I). Розподіл кількості сигналів кожного типу (у відсотках), які реєстрували під час квазістатичного стиску стоматологічних матеріалів, показано на рис. 1, а.

Під час стиску зразка з діоксиду цирконію (група *B*) за значення $P = 13380$ Н навантаження припинили, оскільки сигнали АЕ не випромінювались, тобто зародження руйнування не реєстрували.

На рис. 1, б зображено узагальнену діаграму значень смуг домінуючих частот сигналів АЕ, які супроводжували руйнування стоматологічних матеріалів. Із рисунка бачимо, що смуги домінуючих частот сигналів АЕ, отримані за їх спектральним розподілом, відрізняються між собою. Найнижчі значення мала смуга частот сигналів АЕ, які супроводжували руйнування зразків із металокераміки (група *D*).

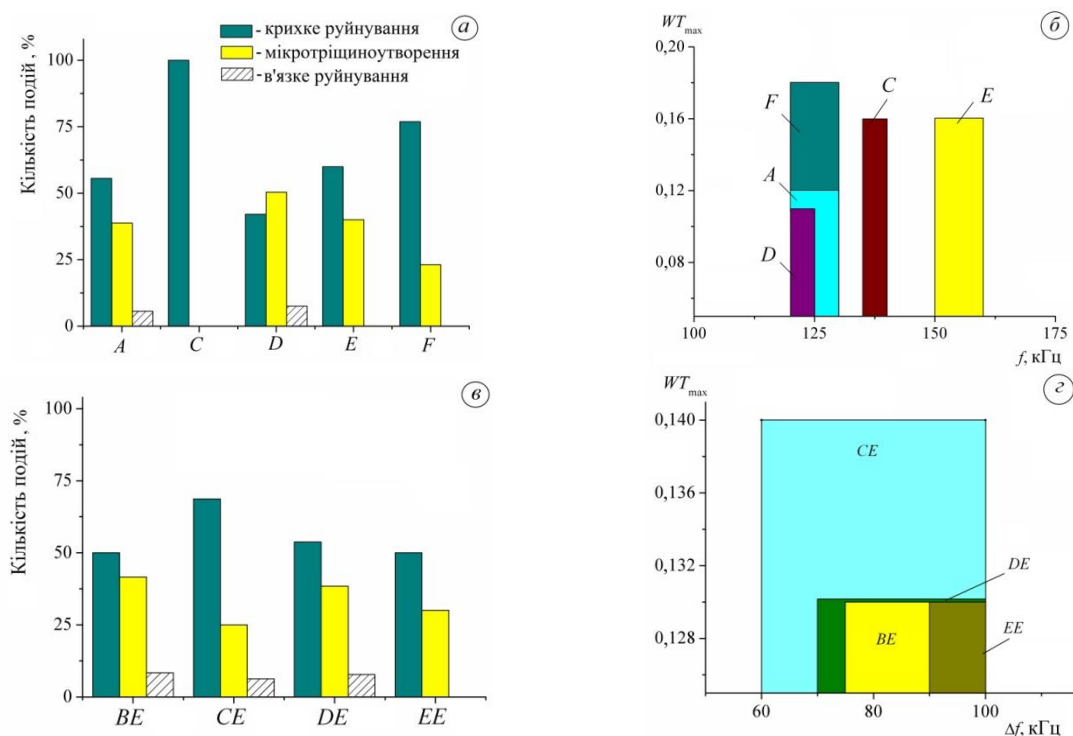


Рис. 1. Розподіл локальних імпульсів, які відповідають різним типам руйнування, для різних груп стоматологічних матеріалів (а) та відповідних груп конструкцій зуб-ендокоронка (в); діаграма смуг домінуючих частот за НВП сигналів АЕ, які супроводжували руйнування різних груп стоматологічних матеріалів (б), та діапазонів значень ширини смуг частот за НВП сигналів АЕ, які супроводжували руйнування різних груп конструкцій зуб-ендокоронка (г).

Хоча смуги частот під час руйнування зуба (група А), металокераміки (група D) та фіксаційного цементу (група F) частково накладаються, їх можна відрізнити за усередненими значеннями максимальних вейвлет-коєфіцієнтів НВП відповідних сигналів АЕ. У випадку руйнування прескераміки (група C) та стоматологічного композиту (група E) у сигналах АЕ домінують дещо вищі частоти, порівняно із руйнуванням зуба, металокераміки та фіксаційного цементу.

Отримані результати добре корелюють із результатами праці [14], де визначали типи руйнування стоматологічних реставраційних матеріалів (амальгаму та армованого керамікою цементу) на основі мікроскопічних досліджень їхніх поверхонь руйнування. Виділили три типи руйнування: радіальне поширення тріщин; конусне розтріскування, яке починається з зони навантаження; підповерхнева пластична деформація.

Аналіз сигналів АЕ під час руйнування конструкцій зуб-ендокоронка. Як показав аналіз спектрального розподілу сигналів АЕ, які генерувались під час руйнування ортопедичних конструкцій з ендокоронками різних типів, смуги їх домінуючих частот були для всіх однакові – 240–250 кГц та 400–450 кГц. За енергетичним критерієм під час руйнування конструкцій на початкових стадіях навантаження переважав механізм крихкого руйнування (рис. 1, в).

Діапазони значень ширини смуг частот локальних максимумів WT сигналів АЕ під час крихкого руйнування (рис. 1, г) практично співпадали для всіх типів конструкцій. Це є ще одним підтвердженням того, що під час стиску конструкцій процес руйнування відбувався за одним і тим же механізмом крихкого руйнування, хоча, як видно з рис. 1, б смуги домінуючих частот різних матеріалів відрізняються між собою. Аналіз кінетики розвитку руйнування в ортопедичних конструкціях під стиском та фото зруйнованих зразків конструкцій (рис. 2) показують, що зародження руйнування таких конструкцій під дією осьового навантаження стиску починається з руйнування зуба.

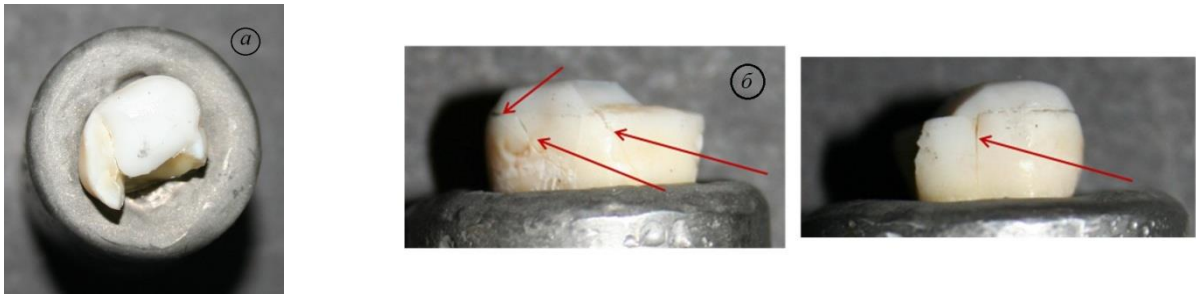


Рис. 2. Фото зруйнованої конструкції зуб–ендокоронка з ендокоронкою з діоксиду цирконію: а – загальний вигляд зверху; б – поширення тріщин у конструкції (вказано стрілками).

Висновки. Спектральні характеристики сигналів АЕ добре відображають специфіку руйнування стоматологічних матеріалів під дією квазістатичного навантаження стиском. У цьому випадку змінюються як ширина смуги їх частот, так і її тривалість та енергетичний показник.

1. Biacchi G. R. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars / G. R. Biacchi, B. Mello, R. T. Basting // J. Esthet. Restor. Dent. – 2013. – 25(6). – P. 383–390.
2. Acoustic emission analysis of fiber-reinforced composite in flexural testing / P. Alander, L.V.J. Lassila, A. Tezvergil, P. K. Vallittu // Dent. Mater. – 2004. – 20. – P. 305–312.
3. Strength evaluation of stomatologic polymers by wavelet transform of acoustic emission signals / V. R. Skal's'kii, V. F. Makeev, O. M. Stankevich et al. // Strength. Mater. – 2015. – 47(4). – P. 566–572.
4. Alternation of the types of fracture for dental polymers in different stages of crack propagation / V. R. Skal's'kii, V. F. Makeev, O. M. Stankevych et al. // Mater. Sci. – 2015. – 50(6). – P. 836–843.
5. Acoustic properties of interfacial debonding and their relationship with shrinkage stress in Class-I restorations / B. Yang, J. Guo, Q. Huang et al. // Dent. Mater. – 2016. – 32. – P. 742–748.
6. Adhesion study in metal-ceramic systems of dental restoration by acoustic emission / V. I. Ortega, M. I. L. Pumarega, N. Nieva et al. // Procedia Mater. Sci. – 2015. – 9. – P. 477–483.
7. Initial versus final fracture of metal-free crowns, analyzed via acoustic emission / N. Ereifej, N. Silikas, D. C. Watts // Dent. Mater. – 2008. – 24. – P. 1289–1295.
8. Liu X. Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration / X. Liu, A. Fok, H. Li // Dent. Mater. – 2014. – 30. – P. 327–333.
9. Lin C-L. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation / C-L. Lin, Y-H. Chang, C-A. Pai // Dent. Mater. – 2011. – 27. – P. 431–438.
10. Nazarchuk Z. Acoustic emission. Methodology and Application / Z. Nazarchuk, V. Skalskyi, O. Serhiyenko. – Springer International Publishing AG, 2017. – IV, 293 p.
11. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам / Ингрид Добеши; [пер. с англ.]. – Ижевск, 2001. – 464 с.
12. Vallen Systeme: The Acoustic Emission Company [Електронний ресурс]. – Режим доступу: URL: <http://www.vallen.de/products/software/wavelet>.
13. Stankevych O. Investigation and identification of fracture types of structural materials by means of acoustic emission analysis / O. Stankevych, V. Skalsky // Eng. Fract. Mech. – 2016. – 164. – P. 24–34.
14. Wang Y. Failure mode of dental restorative materials under Hertzian indentation / Y. Wang, B. W. Darvell // Dent. Mater. – 2007. – 23. – P. 1236–1244.