

АЕ-ДІАГНОСТУВАННЯ РУЙНУВАННЯ СТОМАТОЛОГІЧНИХ РЕСТАВРАЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ

В. Р. СКАЛЬСЬКИЙ¹, В. Ф. МАКЄЄВ², О. М. СТАНКЕВИЧ¹, О. С. КИРМАНОВ²

¹Фізико-механічний інститут ім. Г. В. Карпенка НАН України. 79060, м. Львів, вул. Наукова, 5.
E-mail: skalsky.v@gmail.com

²Львівський нац. медичний ун-т ім. Данила Галицького. 79010, м. Львів, вул. Пекарська, 69.
E-mail: ort_stom@meduniv.lviv.ua

Розглянуто особливості руйнування різних типів стоматологічних матеріалів для тимчасових ортопедичних конструкцій та ендокоронки під навантаженням розтягу та стиску, відповідно. Для аналізу сигналів акустичної емісії використували неперервне вейвлет-перетворення. За енергетичним критерієм встановили розподіл характерних типів макро-руйнування для кожного матеріалу. Результати досліджень корелюють із відомими у літературі. Встановлено, що для обох видів різних за природою стоматологічних матеріалів спільною ознакою є чергування в'язкого та в'язко-крихкого руйнування з крихким протягом всього часу навантаження зразків. Бібліогр. 28, табл. 2, рис. 8.

Ключові слова: стоматологічні матеріали, руйнування, акустична емісія, вейвлет-перетворення, енергетичний критерій

У сучасній ортопедичній стоматології розрізняють три типи реставраційних матеріалів: кераміку, метали, полімери [1]. Метали, зважаючи на їхню високу міцність та жорсткість, використовують з урахуванням необхідності для протеза витримувати значні механічні навантаження. Водночас здатність швидко проводити тепло та неестетичність протеза обмежують їх застосування. Натомість широкого розповсюдження набули кераміка та полімери, які є термоізоляторами, мають світлий колір і напівпрозорість, що зумовило їх використання для захисту зубів від зміни температури ротової порожнини та для створення естетичних пломб і протезів, які відновлюють природній вигляд натуральних зубів. Часто практикують комбінації матеріалів різної хімічної природи, оскільки жоден із них окремо не можна визнати ідеальним.

Стан проблеми. Із літературних джерел відомо результати оцінювання основних фізико-механічних властивостей стоматологічних полімерів [2–5] та кераміки [6–8]. Зазвичай визначають такі показники, як міцність на розрив та згин, відносне видовження під час розриву, модуль пружності, міцність за прогину, питому ударну в'язкість та інші. Однак для ефективного клінічного використання тих чи інших реставраційних матеріалів, крім знання їхніх механічних властивостей, важливо знати динаміку процесів руйнування. Таку інформацію можна отримати, використавши під час механічних випробувань метод акустичної емісії (АЕ). У низці публікацій представлено результати досліджень різних стоматологічних полімерів [9–11]. Так, у праці [9] аналізували концентрацію напружень і руйнування навколо краю зубного композитного зміцнювача. Визначили до-

мінуючу смугу частот сигналів АЕ, які генерувались під час полімеризаційної усадки. Встановили кореляцію механізмів руйнування (порушення зчеплення зміцнювача, відшаровування шару покриття від основи, зародження та поширення тріщин) з інтенсивністю та амплітудою сигналів АЕ. Розподіл сигналів під час твердіння суттєво відрізнявся від аналогічного, що генерувався внаслідок поширення тріщин у міжфазних ділянках. Збільшення величини міжфазного розриву призводило до інтенсивнішого розтріскування вздовж краю і, відповідно, до зростання інтенсивності АЕ.

Метод АЕ використали також під час дослідження руйнування стоматологічних полімерів для виготовлення тимчасових конструкцій [10–12]. Встановлено, що під дією навантаження у полімерах протікають різні типи руйнування (в'язке, в'язко-крихке, крихке), які чергуються між собою. За критеріальним параметром неперервного вейвлет-перетворення сигналів АЕ оцінено типи руйнування таких матеріалів під час квазістатичного розтягу та здійснено їх ранжування за показником крихкості [10] та тріщиностійкості на початкових стадіях руйнування [11].

Тріщиностійкість трьох типів стоматологічних композитів досліджували в праці [13]. На основі аналізу значень в'язкості руйнування, моделей генерування АЕ та характеру поверхні руйнування побудували мікроскопічну модель тріщини, яку використали для кількісного оцінювання тріщиностійкості. У праці [14] за допомогою методу АЕ та оптичної когерентної томографії вивчали поширення мікротріщин в керамічному реставраційному матеріалі, який використовують у зубних підкладках, та розвиток розшарування в між-

фазному зв'язку кераміка/дентин під час втомного навантаження. Стан поверхні керамічних реставрацій для трьох випадків навантажень та особливості поширення в них тріщин досліджували в праці [15]. Відомо також про застосування методу АЕ для вивчення особливостей усадки стоматологічних матеріалів під час їх полімеризації [16, 17].

Отже, застосування явища АЕ дає змогу ефективно оцінювати зародження та розвиток руйнування в стоматологічних матеріалах, вивчати динаміку його поширення, а також ідентифікувати різні механізми руйнування.

Метою досліджень є аналіз особливостей та ідентифікування типів руйнування різних стоматологічних матеріалів за енергетичним критерієм вейвлет-перетворення (ВП) сигналів АЕ.

Методика досліджень. Відомо велику кількість праць, присвячених аналізу не лише потоку сигналів АЕ під час випробувань матеріалів, але й окремих сигналів для їх детального розшифрування та ідентифікування. Однак складність параметричного опису поширення пружних хвиль в обмеженому, дефектному, анізотропному середовищі наразі не дає змоги розробити єдину теорію ідентифікування сигналів, а відтак і джерел АЕ. Розрізняють різні типи руйнування залежно від стадій його розвитку та особливостей структури матеріалу [18]. В основу відомих методик АЕ-ідентифікування покладено аналіз параметрів сигналів АЕ: амплітуди, частотного спектру, енергії тощо. Останнім часом серед методів цифрового опрацювання сигналів набув розвитку метод вейвлет-перетворення, який є ефективним засобом локалізації й класифікації особливих точок нестационарних сигналів і дає можливість здійснювати аналіз одночасно в частотній та часовій областях.

Зокрема, для дослідження структурних особливостей сигналів використовують неперервне вейвлет-перетворення (НВП) [19]. Неперервне (інтегральне) вейвлет-перетворення вихідного сигналу $s(t) \in L^2(R)$ задають формулою

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

$$\text{де } a, b \in R, a \neq 0; \psi_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi \left(\frac{t-b}{a} \right).$$

Базисні функції $\psi_{ab}(t)$ називають вейвлетами. Їх утворюють шляхом масштабування та зсуву деякої функції-прототипу $\psi(t)$ (аналізуючий, базисний або материнський вейвлет). Завдяки зсуву за незалежною змінною $(t-b)$ вейвлет має можливість зміщуватись уздовж всієї числової осі будь-якого сигналу, а шляхом зміни масштабу a (у фіксованій точці $(t-b)$ часової осі) «аналізувати» частотний спектр сигналу в певному околі визначеної точки.

Для аналізу сигналів АЕ скористались програмним середовищем AGU-Vallen Wavelet (Vallen

Systeme), де за функцію-прототип вибрали вейвлет Габора у вигляді

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

де ω_0 – центральна частота і $\gamma = \pi(2\ln 2)^{1/2} = 5,336$ [20].

У результаті НВП отримують спектр коефіцієнтів кореляції $W(a, b)$ сигналу з вейвлетом, який зображають поверхнею у тривимірному просторі. На основі проєкції спектра на площину з ізолініями можна прослідкувати зміну інтенсивності амплітуд вейвлет-перетворення на різних масштабах і в часі. Крім того, зображають картини ліній локальних екстремумів цих поверхонь, так званий скелетон, які дають змогу виявити структуру досліджуваного процесу. Великі значення вейвлет-коефіцієнтів означають наявність у сигналі значних флуктуацій у даний момент часу і одночасно хорошу відповідність огинаючої сигналу і вейвлета. Більше вираженим особливостям сигналу відповідають вищі значення вейвлет-коефіцієнтів. Встановивши ділянку часу, якій відповідає такий коефіцієнт, можна її детально проаналізувати, визначити тривалість і частотний склад.

Відомо, що на формування сигналу АЕ впливають такі параметри джерела як енергія, що виділяється під час деформації чи руйнування, та величина деформації. Своєю чергою, величина, швидкість та механізми деформації пов'язані з частотою й енергією пружної акустичної хвилі, яка виникає під час деформації (руйнування). Раніше [10–12] для ідентифікування типів руйнування стоматологічних полімерів використали критерій, який ґрунтується на оцінці сигналів АЕ у локальні моменти часу, коли вейвлет-коефіцієнт $W(a, b)$ набуває максимального значення. Оскільки побудований критерій, як показала практика, має несуттєву межу переходу між значеннями критеріального параметра для зв'язко-крихкого руйнування, то запропоновано оцінювати сигнали АЕ за енергією локальних максимумів НВП сигналів АЕ, які характеризують кожний елементарний акт руйнування [21].

Особливості локальних імпульсів АЕ сигналів оцінювали за наступним алгоритмом:

- будували НВП сигналу АЕ;
- за проєкцією НВП на площину « $WT-t$ » у момент досягнення максимального значення WT_{\max} визначали інтервал $[t_1; t_2]$ та тривалість Δt випромінювання імпульсу за рівнем $0,5WT_{\max}$;
- за допомогою графічного редактора Origin8 апроксимували огинаючу $WT(t)$ проєкції локального імпульсу на площину « $WT-t$ » функцією $WT_a(t)$ та знаходили коефіцієнти апроксимації A, B, C, D для неї;

– обчислювали енергію E_{WT} локального імпульсу сигналу АЕ за співвідношенням [21]

$$E_{WT} = \int_{t_1}^{t_2} |WT_a(t)|^2 dt, \quad (1)$$

де $WT_a(t) = A + B e^{-0,5\left(\frac{t-C}{D}\right)^2}$ – функція апроксимації локального імпульсу;

– за значеннями параметра E_{WT} локальних імпульсів ідентифікували тип руйнування матеріалу згідно з енергетичним критерієм [21]: $E_{WT} \leq 0,01$ – пластична деформація; $0,01 < E_{WT} \leq 0,1$ – мікротріщиноутворення; $E_{WT} > 0,1$ – крихке руйнування (ріст макротріщини).

Результати обчислень усереднювали для всіх зразків кожного виду матеріалу.

Результати досліджень та їх обговорення. Досліджували руйнування різних стоматологічних матеріалів: полімерів для тимчасових ортопедичних конструкцій (розтяг) та матеріалів для ендокоронки (стиск). Під час випробувань паралельно проводили відбір АЕ-інформації за допо-

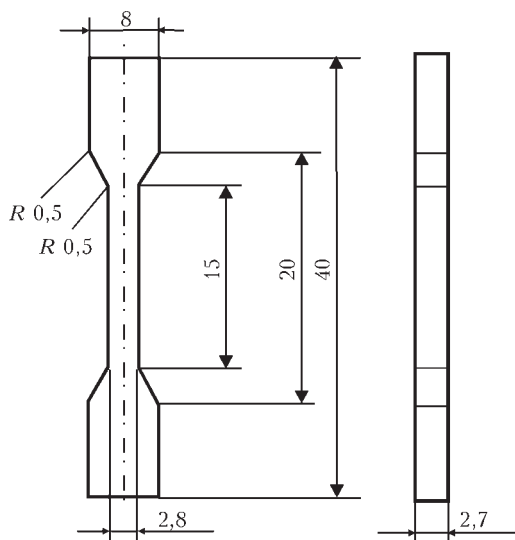


Рис. 1. Геометрія полімерних зразків (мм)

могою акустико-емісійної вимірювальної системи SKOP-8 [22]. Режими АЕ-вимірювань: тривалість вибірки – 0,5 мс; період дискретизації аналогового сигналу – 0,25 мкс; частота зрізу фільтра низьких частот – 600 кГц, фільтра високих – 200 кГц; поріг дискримінації – у межах 30 %. Коефіцієнт підсилення АЕ-тракту становив 70 дБ (40 дБ – попередній підсилювач), смуга частот – 0,2...0,6 МГц. Відносна похибка реєстрації амплітуди сигналів АЕ не більше $\pm 10\%$. У режимі постопрацювання будували діаграми розтягу та АЕ-активності, НВП зареєстрованих сигналів АЕ, здійснювали відповідні розрахунки та їх аналіз.

Особливості руйнування стоматологічних полімерів. Реалізацію методики досліджень здійснювали під час квазістатичного розтягу полімерних зразків із провізорних матеріалів Protemp™ 4 (3M ESPE, США), Structur 2SC (VOCO, Німеччина), Tempron 1-IPKG (GC, Японія), Acrodent (АО СТОМА, Україна). Розміри зразків зображено на рис. 1.

З отриманих діаграм розтягу [11] випливає, що всі матеріали руйнувалися квазікрихко. Як приклад, на рис. 2, а зображено типову діаграму розтягу та АЕ-активності зразка з полімеру Acrodent, а на рис. 2, б деталізовано розподіл амплітуд сигналів АЕ в довільно вибраному інтервалі 3,5... 4,0 % відносної деформації зразка, який на рис. 2, а обведено пунктирною лінією.

Побудувавши НВП сигналів АЕ, зареєстрованих під час розтягу зразка полімеру Acrodent, та обчисливши енергію їх локальних максимумів, здійснили ідентифікування типів руйнування за наведеним вище енергетичним критерієм. Як бачимо, на різних ділянках діаграми розтягу (рис. 2) чергуються сигнали АЕ різних амплітуд. Раніше [23] гіпотетично це пояснювали чергуванням крихкого (стрибкоподібний ріст тріщини) і в'язкого (утворення і розвиток пластичних деформацій) руйнування. Але якщо застосувати до сигналів вейвлет-перетворення, то можна стверджувати,

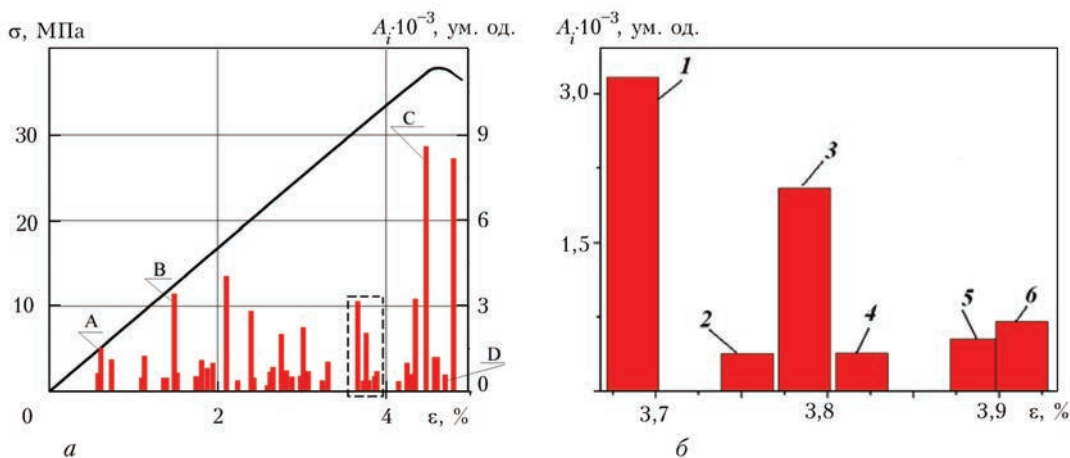


Рис. 2. Діаграма розтягу та АЕ-активності для зразка стоматологічного полімеру Acrodent (а) та розподіл амплітуд сигналів АЕ в інтервалі 3,5...4,0 % відносної деформації зразка (б) (опис А–Д та І–б див. у тексті)

Таблиця 1. Значення локальної енергії сигналу та відповідний йому тип руйнування у матеріалі Acrodent за енергетичним критерієм НВП сигналів АЕ

Сигнал АЕ	E_{WT}	Тип руйнування
A	0,010	В'язко-крихке
B	0,023	"-
C	0,100	Крихке
D	0,006	В'язке
1	0,100	Крихке
2	0,007	В'язке
3	0,031	В'язко-крихке
4	0,003	В'язке
5	0,003	"-
6	0,010	В'язко-крихке

що ці гіпотези підтверджуються, оскільки для них отримаємо відповідні значення енергії локальних збурень (імпульсів), які за побудованим енергетичним критерієм дають можливість здійснити відповідне ідентифікування. У табл. 1 представлено результати ідентифікування для сигналів, які генерувались під час розтягу зразка полімеру Acrodent: A, B, C, D із рис. 2, а та 1, 2, 3, 4, 5, 6 із рис. 2, б.

Як впливає з табл. 1, під час розтягу полімеру відбувається чергування сигналів АЕ, які відповідають різним типам руйнування, що можна тлумачити як розвиток мікро- та макророзтріскування з утворенням пластичних зон перед тріщиною, відповідно.

На рис. 3 показано кількісні показники наявності різних типів руйнування під час експериментальних випробувань стоматологічних полімерів.

Із рис. 3 бачимо, що енергетичний критерій дає можливість виокремити для всіх матеріалів події АЕ, що відповідають пластичній деформації, чого не вдалось зробити раніше за допомогою к-критерію [11]. Це ще раз підтверджує ефективність застосування енергетичного підходу щодо ідентифікування типів, а відтак і механізмів руйнування в матеріалах.

За результатами аналізу НВП особливістю сигналів АЕ, які супроводжують крихке руйнування, є порівняно велике значення максимального вей-

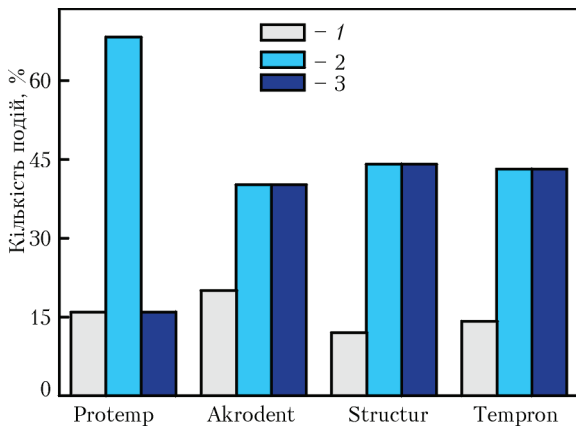


Рис. 3. Розподіл локальних імпульсів, які відповідають різним типам руйнування стоматологічних полімерів за енергетичним критерієм: 1 – пластична деформація; 2 – мікророзтріскування; 3 – крихке руйнування

лет-коефіцієнта WT_{max} , вузька смуга частот Δf та велика тривалість випромінювання Δt . Для НВП сигналів АЕ, які супроводжують в'язке чи в'язко-крихке руйнування, WT_{max} та тривалість випромінювання, є значно меншими, ніж для крихкого, а відповідна смуга частот суттєво ширша. Частота f_{max} , за якої досягається WT_{max} , у випадку крихкого руйнування є меншою, ніж за в'язкого чи в'язко-крихкого, оскільки, як відомо, збільшення розмірів дефекту (крихке руйнування) сприяє зменшенню домінуючої частоти відповідних пружних коливань [24].

На рис. 4 зображено НВП характерних сигналів АЕ, які відповідають крихкому (рис. 4, а) та в'язко-крихкому (рис. 4, б) руйнуванню провізорного матеріалу Protemp.

У даному випадку для сигналу АЕ за крихкого руйнування $WT_{max} = 0,15$, ширина смуги частот у проекції « $WT-f$ » на рівні $0,7WT_{max}$ $\Delta f = 0,11$ МГц, тривалість випромінювання $\Delta t = 17,5$ мкс, частота, що відповідає WT_{max} , $f_{max} = 312$ кГц (рис. 4, а). За в'язко-крихкого руйнування $WT_{max} = 0,046$, $\Delta f = 0,15$ МГц, $\Delta t = 10$ мкс, $f_{max} = 359$ кГц (рис. 4, б).

Особливості руйнування стоматологічної кераміки та композитів. Досліджували зразки зі стоматологічних матеріалів для ендокоронки (прескераміка – IPS e.max Press, металокераміка – GC Initial MC та стоматологічний композит – FineNanoQ) по 5 штук кожного виду. Вони мали форму дисків товщиною 5 мм та діаметром 13 мм. Зразки навантажували стиском за допомогою кулькового індентора (діаметр кульки 4 мм) зі швидкістю його переміщення 0,12 мм/хв. На рис. 5 представлено структурну схему навантаження та відбору АЕ-інформації. Зразок 6 встановлювали на опору 1, між ними закріплювали хвилевід 2 та відповідну прокладку 3 для усунення завад. Для відбору АЕ-інформації на хвилевід встановлювали первинний перетворювач АЕ 4. Навантаження здійснювали за допомогою кулькового індентора 5.

Для визначення напружень, які виникають у місці контакту кульки індентора з матеріалом зразка, використовували розв'язок пружної задачі Герца [25]:

$$\sigma_c = 0,918 [P / (D^2 \gamma^2)]^{1/3}, \quad (2)$$

де $\gamma = (1 - \nu_1^2) / E_1 + (1 - \nu_2^2) / E_2$.

Тут σ_c – максимальні напруження стиску в області контакту; D – діаметр кульки; ν_i – коефіцієнт Пуассона тіл контакту ($i = 1, 2$); E_i – модуль пружності тіл контакту ($i = 1, 2$); P – прикладена сила.

У табл. 2 представлено використані в розрахунках характеристики стоматологічних матеріалів, взяті з літературних джерел. Кулька індентора виготовлена зі сталі ШХ15, для якої модуль пружності $E_1 = 211$ ГПа, а коефіцієнт Пуассона $\nu_1 = 0,25$ [26].

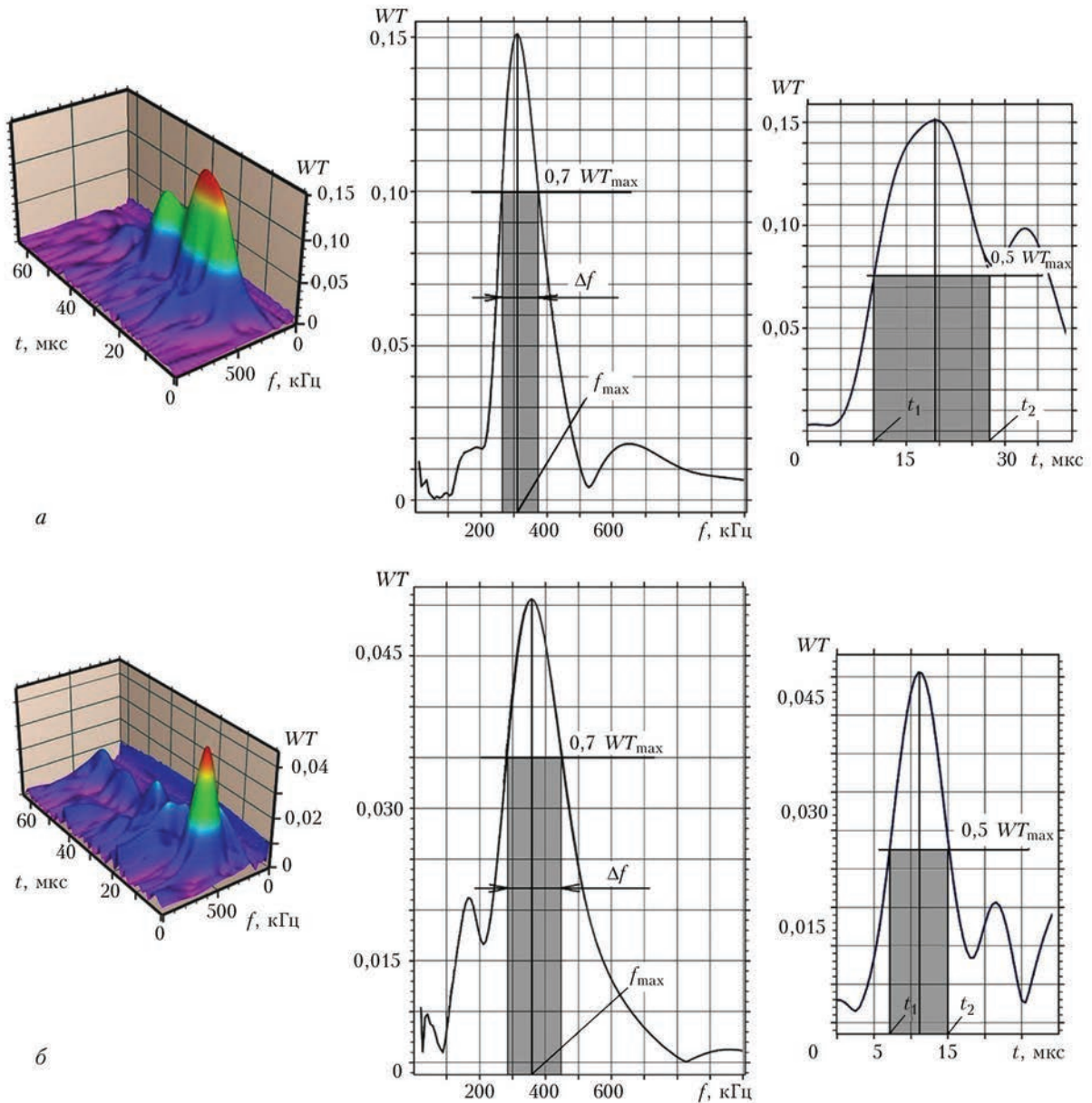


Рис. 4. НВП сигналів АЕ за крихкого (а) та в'язко-крихкого (б) руйнування Protemp (3D-зображення; проєкції локального імпульсу на площину «WT-f» та «WT-t» у момент досягнення WT_{max})

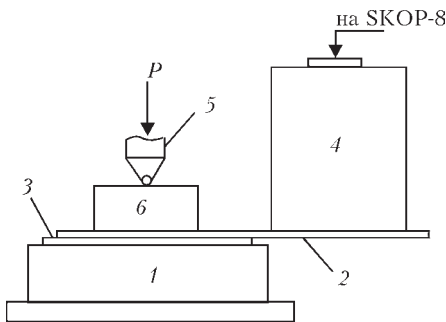


Рис. 5. Структурна схема випробувань на стиск матеріалів ендокоронки (опис 1–6 див. у тексті)

На рис. 6 зображено типові часові зміни максимальних контактних напружень та АЕ-активності за час проведення експерименту для зразків із матеріалів для ендокоронки. Із графіків бачимо, що найшвидше зруйнувався зразок зі стоматологічного композиту, а найбільші контактні напружен-

Таблиця 2. Пружні характеристики стоматологічних матеріалів [27]

Матеріал	Модуль пружності E_2 , ГПа	Коефіцієнт Пуассона ν_2
Прескераміка, металокераміка	68,9	0,33
Стоматологічний композит	16	0,30

ня виникали в зразку з прескераміки. Найменша АЕ-активність була в зразку зі стоматологічного композиту. Під час стиску металокераміки відбувалось генерування більшої кількості сигналів АЕ, ніж під час стиску інших матеріалів.

На рис. 7 зображено розподіл локальних імпульсів, які відповідають різним типам руйнування матеріалів, згідно з енергетичним критерієм ідентифікування. Бачимо, що сигнали АЕ під

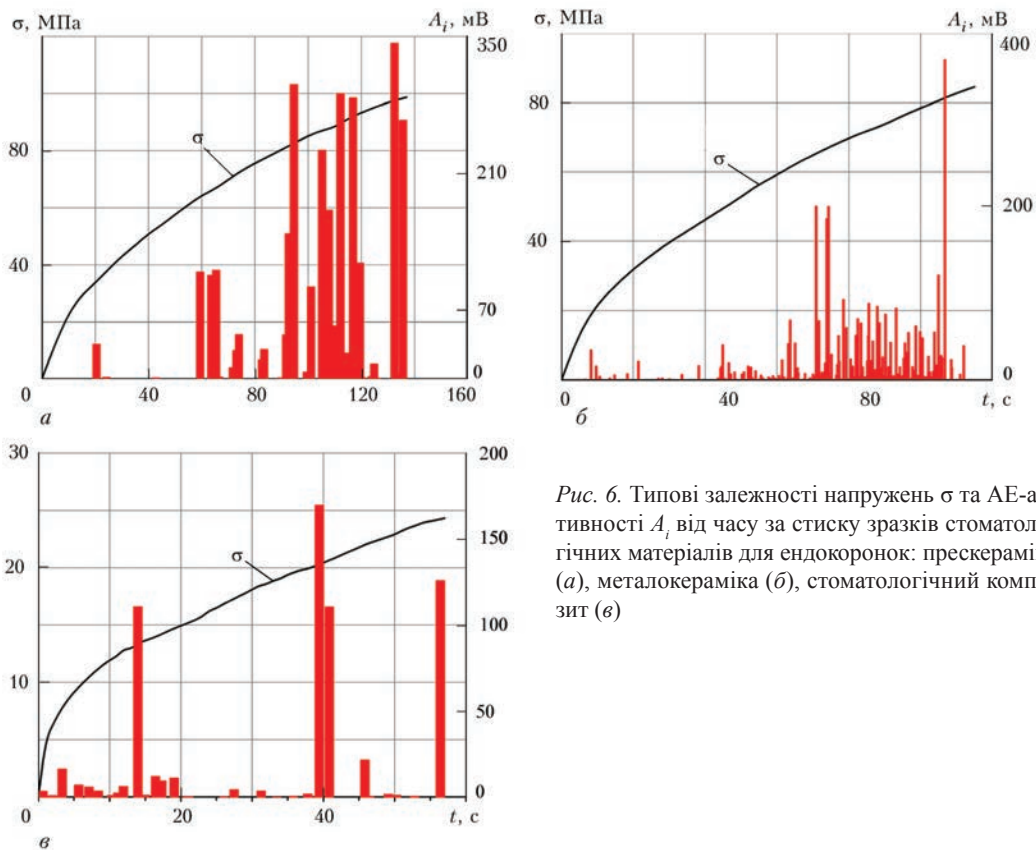


Рис. 6. Типові залежності напружень σ та АЕ-активності A_i від часу за стиску зразків стоматологічних матеріалів для ендокоронки: прескераміка (а), металокераміка (б), стоматологічний композит (в)

час руйнування зразків із прескераміки характеризують крихке руйнування, тобто зі зростанням напружень у зразку відбувається, очевидно, утворення нових макродефектів.

Наявність металевої основи у зразках метало-кераміки призводить до того, що під дією навантаження в них можуть виникати значні пружні деформації. Водночас за результатами ідентифікування типів руйнування за запропонованою методикою можна стверджувати, що під час навантаження стиском зразків із металокераміки руйнування відбувається внаслідок інтенсивного мікротріщиноутворення та подальшого поширення макротріщин у зразку (крихке руйнування), хоча присутня також і незначна пластична деформація. Руйнування стоматологічного композиту розпочиналось майже відразу після прикладення навантаження і характеризувалось чергуванням механізмів мікротріщиноутворення та крихкого руйнування.

Отримані результати добре корелюють із результатами праці [28], де встановили типи руйнування стоматологічних реставраційних матеріалів (амальгаму та армованого керамікою цементу) на основі мікроскопічних досліджень їх поверхонь руйнування. Автори виділили три типи руйнування: радіальне поширення тріщин; конусне розтріскування, яке починається з зони навантаження; підповерхнева пластична деформація.

На рис. 8 зображено фото доломів зразків стоматологічних матеріалів. Зразки з прескераміки

розтріскувались переважно на 2...5 майже однакових частин із практично гладкими поверхнями, паралельними до осі прикладання навантаження (рис. 8, а). Особливістю руйнування зразків із металокераміки та стоматологічного композиту було їх розділення на кілька частин різних розмірів із поширенням тріщин у різних (паралельних та непаралельних) напрямках відносно осі прикладання навантаження (рис. 8, б, в). Окрім того, в зразках із металокераміки відбувалось відшарування кераміки від металевої основи. Аналогічний вигляд поверхонь руйнування стоматологічних матеріалів отримали в праці [28].

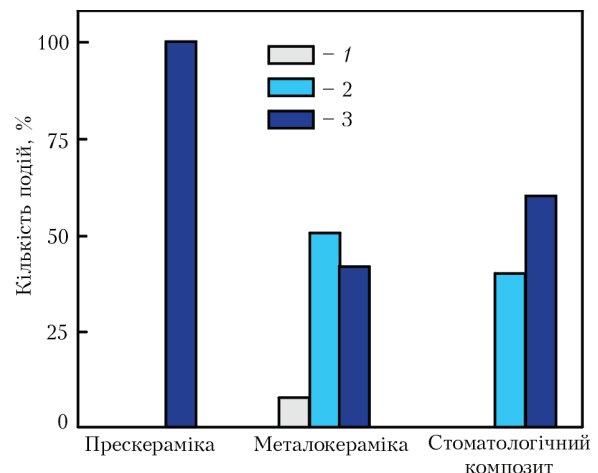


Рис. 7. Розподіл локальних імпульсів, які відповідають різним типам руйнування стоматологічних матеріалів для ендокоронки: 1 – пластична деформація; 2 – мікророзтріскування; 3 – крихке руйнування

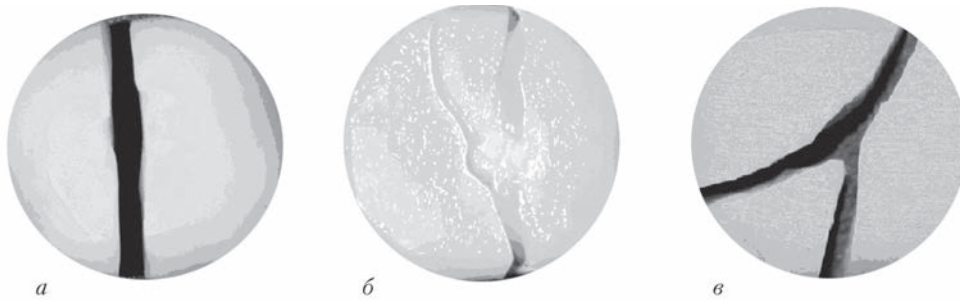


Рис. 8. Вигляд доломів зразків стоматологічних матеріалів: а – прескераміка; б – металокераміка; в – стоматологічний композит

Висновки

Для вивчення динаміки та ідентифікування типів руйнування стоматологічних матеріалів ефективним засобом слугує неперервне вейвлет-перетворення сигналів АЕ. Побудований на його основі енергетичний критерій дав можливість здійснювати оперативне розділення типів руйнування в реальному масштабі часу.

Експерименти показали, що навіть крихке руйнування досліджуваних матеріалів супроводжується мікропластичними актами, що підтверджується генеруванням відповідних сигналів АЕ, які просто розрізнити за енергетичним критерієм і поставити їм у відповідність тип руйнування.

Отже, за результатами проведених досліджень встановлено, що для обох різних за природою видів стоматологічних матеріалів спільною ознакою є чергування в’язкого та в’язко-крихкого руйнування з крихким протягом всього часу навантаження зразків.

Список літератури

1. O’Brien W. J. (ed. by) (2008) Dental materials and their selection. 4-th ed. *Quintessence Publ. Co, Inc.*
2. Scherrer S. S., Wiskott A. H., Coto-Hunziker Vol. et al. (2003) Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. *J. of Prosthetic Dentistry*, 89, 6, 579–588.
3. Balkenhol M., Ferger P., Mautner M. C. et al. (2007) Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. *Dental Materials*, 23, 1574–1583.
4. Kim S. H., Watts D. C. (2007) In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed partial denture materials. *Ibid*, 23, 12, 1570–1573.
5. Kerby R. E., Knobloch L. A., Sharples S., Peregrina A. (2013) Mechanical properties of urethane and bis-acryl interim resin materials. *J. of Prosthetic Dentistry*, 110, 1, 21–28.
6. Albakry M., Guazzato M., Swain M. V. (2003) Biaxial flexural strength, elastic moduli, and X-ray diffraction characterization of three pressable allceramic materials. *Ibid*, 89, 4, 374–380.
7. Yoshimura H. N., Gonzaga C. C., Cesar P. F., Miranda Jr. W. G. (2012) Relationship between elastic and mechanical properties of dental ceramics and their index of brittleness. *Ceramics International*, 38(6), 4715–4722.
8. Elsaka S. E., Elnaghy A. M. (2016) Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32, 7, 908–914.
9. Choi N.-S., Gu J.-U., Arakawa K. (2011) Acoustic emission characterization of the marginal disintegration of dental restoration. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 42, 6, 604–611.
10. Скальський В. Р., Макеев В. Ф., Станкевич О. М. та ін. (2014) Чергування типів руйнування стоматологічних полімерів на різних стадіях розвитку тріщини. *Фізико-хімічна механіка матеріалів*, 6, 60–66.

11. Скальський В. Р., Макеев В. Ф., Станкевич О. М. та ін. (2015) Оцінювання міцнісних характеристик стоматологічних полімерів за вейвлет-перетворенням сигналів акустичної емісії. *Проблеми прочності*, 4, 67–74.
12. Станкевич О. М. (2015) Застосування вейвлет-перетворення сигналів акустичної емісії для оцінювання макроруйнування конструкційних матеріалів. *Техническая диагностика и неразрушающий контроль*, 1, 36–44.
13. Kim K.-H., Park J.-H., Imai Y., Kishi T. (1991) Fracture toughness and acoustic emission behavior of dental composite resins. *Engineering Fracture Mechanics*, 40(415), 811–819.
14. Lin C.-L., Kuo W.-C., Yu J.-J., Huang S.-F. (2013) Examination of ceramic restorative material interfacial debonding using acoustic emission and optical coherence tomography. *Dental Materials*, 29, 382–388.
15. Yi Y.-J., Kelly J. R. (2011) Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Ibid*, 27, 1252–1258.
16. Liu X., Li H., Li J. et al. (2013) An acoustic emission study on interfacial debonding in composite restorations. *Ibid*, 29, 382–388.
17. Yang B., Guo J., Huang Q. et al. (2016) Acoustic properties of interfacial debonding and their relationship with shrinkage stress in Class-I restorations. *Ibid*, 32, 742–748.
18. Скальський В. Р., Божидарнік В. В., Станкевич О. М. (2014) *Акустико-емісійне діагностування типів макроруйнування конструкційних матеріалів*. Київ, Наукова думка.
19. Daubechies I. (1992) *Ten lectures on wavelets*. Philadelphia, SIAM.
20. Vallen Systeme: *The Acoustic Emission Company* [Virtual Resource]. – Access Mode: URL: <http://www.vallen.de/products/software/wavelet>. Title from screen (12.02. 2017).
21. Stankevych O., Skalsky V. (2016) Investigation and identification of fracture types of structural materials by means of acoustic emission analysis. *Engineering Fracture Mechanics*, 164, 24–34.
22. Назарчук З. Т., Скальський В. Р. (2009) Акустико-емісійне діагностування елементів конструкцій. У 3 т. Т. 3. *Засоби та застосування методу акустичної емісії*. Київ, Наукова думка.
23. Nazarchuk Z., Skalskyi V., Serhiyenko O. (2017) *Acoustic Emission. Methodology and Application*. Springer International Publishing AG, XIV.
24. Stankevych O., Skalsky V. (2017) The vibration of a half-space due to a buried mode I crack opening. *Wave Motion*, 72, 142–153.
25. Pilkey W. D. (2005) *Formulas for Stress, Strain, And Structural matrices*. 2-nd ed. John Wiley&Sons.
26. Сталь марки ШХ15 [Електронний ресурс]. Режим доступу: URL: http://metallcheckiy-portal.ru/marki_metallov/stk/SHX15. Названіе с экрана (05.06.17).
27. Santos A. F., Meira J. B., Tanaka C. B. et al. (2010) Can Fiber Posts Increase Root Stresses and Reduce Fracture? *J. of Dental Research*, 89, 6, 587–591.
28. Wang Y., Darvell B. W. (2007) Failure mode of dental restorative materials under Hertzian indentation. *Dental Materials*, 23, 1236–1244.

References

1. (2008) *Dental materials and their selection*. Ed. by W.J. O’Brien. 4th Ed. Quintessence Publ. Co., Inc.

2. Scherrer, S.S., Wiskott, A.H., Coto-Hunziker Vol. et al. (2003) Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. *J. of Prosthetic Dentistry*, 89(6), 579-588.
3. Balkenhol, M., Feger, P., Mautner, M.C. et al. (2007) Provisional crown and fixed partial denture materials: Mechanical properties and degree of conversion. *Dental Materials*, 23, 1574-1583.
4. Kim, S.H., Watts, D.C. (2007) In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed partial denture materials. *Ibid.*, 23(12), 1570-1573.
5. Kerby, R.E., Knobloch, L.A., Sharples, S. et al. (2013) Mechanical properties of urethane and bis-acryl interim resin materials. *J. of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 21-28.
6. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M.V. (2003) Biaxial flexural strength, elastic moduli and X-ray diffraction characterization of three pressable allceramic materials. *Ibid.*, 89(4), 374-380.
7. Yoshimura, H.N., Gonzaga, C.C., Cesar, P.F. et al. (2012) Relationship between elastic and mechanical properties of dental ceramics and their index of brittleness. *Ceramics International*, 38(6), 4715-4722.
8. Elsaka, S.E., Elnaghy, A.M. (2016) Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32(7), 908-914.
9. Choi, N.-S., Gu, J.-U., Arakawa, K. (2011) Acoustic emission characterization of the marginal disintegration of dental restoration. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 42(6), 604-611.
10. Skalsky, V. R., Makeev, V. F., Stankevich, O. M. et al. (2014) Alternation of types of fractures of dental polymers at different stages of crack propagation. *Fiz.-Khim. Mekhanika Materialiv*, 6, 60-66 [in Ukrainian].
11. Skalsky, V. R., Makeev, V. F., Stankevich, O. M. et al. (2015) Evaluation of strength characteristics of dental polymers by wavelet transform of acoustic emission signals. *Problemy Prochnosti*, 4, 67-74 [in Ukrainian].
12. Stankevich, O. M. (2015) Application of wavelet transform of acoustic emission signals for evaluation of macrofracture of structural materials. *Tekhn. Diagnost. i Nerazrush. Kontrol*, 1, 36-44 [in Ukrainian].
13. Kim, K.-H., Park, J.-H., Imai, Y. et al. (1991) Fracture toughness and acoustic emission behavior of dental composite resins. *Engineering Fracture Mechanics*, 40(415), 811-819.
14. Lin, C.-L., Kuo, W.-C., Yu, J.-J. et al. (2013) Examination of ceramic restorative material interfacial debonding using acoustic emission and optical coherence tomography. *Dental Materials*, 29, 382-388.
15. Yi, Y.-I., Kelly, J.R. (2011) Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Ibid.*, 27, 1252-1258.
16. Liu, X., Li, H., Li, J. et al. (2013) An acoustic emission study on interfacial debonding in composite restorations. *Ibid.*, 29, 382-388.
17. Yang, B., Guo, J., Huang, Q. et al. (2016) Acoustic properties of interfacial debonding and their relationship with shrinkage stress in Class-I restorations. *Ibid.*, 32, 742-748.
18. Skalsky V. R., Bozhidarnik, V. V., Stankevich, O. M. (2014) *Acoustic emission diagnostics of types of microfracture of structural materials*. Kyiv, Naukova Dumka [in Ukrainian].
19. Daubechies, I. (1992) *Ten lectures on wavelets*. Philadelphia, SIAM.
20. Vallen Systeme: The Acoustic Emission Company [Virtual Resource]: URL: <http://www.vallen.de/products/software/wavelet>. Title from screen (12.02.2017).
21. Stankevych, O., Skalsky, V. (2016) Investigation and identification of fracture types of structural materials by means of acoustic emission analysis. *Engineering Fracture Mechanics*, 164, 24-34.
22. Nazarchuk, Z. T., Skalsky, V. R. (2009) Acoustic emission diagnostics of structure elements. Vol. 3: *Means and application of acoustic emission method*. Kyiv, Naukova Dumka [in Ukrainian].
23. Nazarchuk, Z., Skalsky, V., Serhienko, O. (2017) *Acoustic emission. Methodology and application*. Springer International Publishing AG, XIV.
24. Stankevych, O., Skalsky, V. (2017) The vibration of a half-space due to a buried mode I crack opening. *Wave Motion*, 72, 142-153.
25. Pilkey, W.D. (2005) *Formulas for stress, strain and structural matrices*. 2nd Ed. John Wiley & Sons.
26. Steel of ShKh15 grade. URL: http://metallicheskiy-portal.ru/mar-ki_metallov/stk/SHX15. Title from screen (05.06.17) [in Russian].
27. Santos, A.F., Meira, J.B., Tanaka, C.B. et al. (2010) Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J. of Dental Research*, 89(6), 587-591.
28. Wang, Y., Darvell, B.W. (2007) Failure mode of dental restorative materials under Hertzian indentation. *Dental Materials*, 23, 1236-1244.

В. Р. СКАЛЬСКИЙ¹, В. Ф. МАКЕЕВ², Е. М. СТАНКЕВИЧ¹,
А. С. КИРМАНОВ²

¹Физико-механический институт им. Г. В. Карпенко НАН Украины. 79060, г. Львов, ул. Научная, 5. E-mail: skalsky.v@gmail.com, stan_olena@yahoo.com

²Львовский нац. ун-т им. Данила Галицкого. 79010, г. Львов, ул. Пекарская, 69. E-mail: ort_stom@meduniv.lviv.ua

АЭ-ДИАГНОСТИРОВАНИЕ РАЗРУШЕНИЯ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ РЕСТАВРАЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ

Рассмотрены особенности разрушения различных типов стоматологических материалов для временных ортопедических конструкций и эндокоронок при растяжении и сжатии, соответственно. Для анализа сигналов акустической эмиссии использовали непрерывное вейвлет-преобразование. По энергетическому критерию установили распределение характерных типов макроразрушения для каждого материала. Результаты исследований коррелируют с литературными данными. Установлено, что для обоих видов различных по природе стоматологических материалов общим признаком является чередование вязкого и вязко-хрупкого разрушения с хрупким в течение всего времени нагружения образцов. Библиогр. 28, табл. 2, рис. 8.

Ключевые слова: стоматологические материалы, разрушение, акустическая эмиссия, вейвлет-преобразование, энергетический критерий

V. R. SKALSKY¹, V. F. MAKEEV², O. M. STANKEVICH¹,
O. S. KIRMANOV²

¹G. V. Karpenko Physical-Mechanical Institute of the NAS of Ukraine, 5, Naukova str., 79060, Lviv, Ukraine.

E-mail: skalsky.v@gmail.com

²Danylo Halytsky Lviv National Medical University, 69,

Pekarska str., 79010, Lviv, Ukraine,

E-mail: ort_stom@meduniv.lviv.ua

AE-DIAGNOSTICS OF FRACTURE OF DENTAL RESTORATION MATERIALS

The features of fracture of different types of dental materials for temporary orthopedic structures and endocrowns under tensile and compression loads, respectively, were considered. For the analysis of acoustic emission signals, a continuous wavelet transformation was used. According to the energy criterion, the distribution of typical types of macro-fracture for each material was established. The results of investigations are correlated with those known in the literature. It was established that for both types of dental materials of different nature, a common feature is the alternation of viscous and viscous-brittle fracture with a brittle one throughout the entire time of loading the specimens. 28 – Ref., 2 – Tab., 8 – Fig.

Key words: dental materials, fracture, acoustic emission, wavelet transformation, energy criterion

Поступила в редакцию 10.08.2017