

УДК 678:616.314; 539.3:620.179.17

ОСОБЛИВОСТІ РУЙНУВАННЯ СТОМАТОЛОГІЧНИХ ПОЛІМЕРНИХ КОМПОЗИТІВ ЗА ДІЇ ЛОКАЛЬНОГО НАВАНТАЖЕННЯ

В. Р. СКАЛЬСЬКИЙ¹, О. М. СТАНКЕВИЧ¹, В. С. КУХТА²,
Б. П. КЛИМ¹, О. С. КИРМАНОВ²

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

² Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького

Порівняно клініко-технологічні та фізико-механічні властивості гібридних композитів світлової полімеризації вітчизняного та імпортного виробництва. Досліджено особливості руйнування матеріалів за дії локального навантаження методом Герца з використанням акустичної емісії (АЕ). Полімери ранжували за ступенем водопоглинання та навантаженням руйнування. На основі енергетичного критерію ідентифікування типів руйнування за сигналами АЕ оцінено частку крихкого руйнування в кожному матеріалі. За комплексним аналізом результатів досліджень рекомендовано ефективні у стоматологічній практиці композити.

Ключові слова: стоматологічні композити, гібридні композити, метод Герца, акустична емісія, вейвлет-перетворення.

The clinical-technological and physicomachanical properties of hybrid composites of light polymerization of domestic and imported production are compared. The peculiarities of materials fracture under the action of local loading by the Hertzian indentation test using the phenomenon of acoustic emission (AE) are studied. Polymers are ranked according to the degree of water absorption and fracture load. Based on the energy criterion for fracture types identification by the AE signals, the share of brittle fracture in each material is estimated. According to the complex analysis of research results, the composites that are effectively used in dental practice are recommended.

Keywords: dental composites, hybrid composites, Hertzian indentation test, acoustic emission, wavelet transform.

Вступ. Полімерні композити використовують у стоматологічній практиці для реставрації твердих тканин зубів через їх біосумісність, антибактеріальні і нетоксичні характеристики порівняно зі старими пломбувальними матеріалами [1]. На сьогодні до найуживаніших належать гібридні композити, які можна застосовувати майже у всіх клінічних випадках [2]. Стоматологічні композити часто мають локальні пошкодження перед остаточним руйнуванням. Ранні пошкодження матеріалу та можливе потрапляння води у структуру композита внаслідок субкритичного розтріскування можуть суттєво скоротити термін експлуатації зубної реставрації. Отже, розуміння нижніх порогових значень руйнування композитів допоможе встановити критерії їх придатності для реставраційних робіт.

За літературними джерелами для стоматологічних композитів переважно визначали міцність на розтяг (згин) та стиск [3] згідно з вимогами регламентних документів [4]. Однак часто трапляються випадки, коли матеріал із відносно низькою лабораторною міцністю може бути стійким до контактних пошкоджень під час експлуатації.

Контактна особа: О. М. СТАНКЕВИЧ, e-mail: stan_olena@yahoo.com

Простим і потужним методом для вивчення руйнування (встановлення місця його зародження, шляхів поширення та розподілу напружень) ортопедичних конструкцій є метод втискування Герца, у якому використовують сферичний індентор для прикладання зусилля до плоскої поверхні [5]. Він імітує умови навантаження, яких зазнають зубні реставрації. Клінічні змінні (жувальне навантаження та кuspальна кривина) ідентифікуються зі змінними Герца (контактне навантаження та радіус індентора). Перевага цього методу в стоматології порівняно з іншими експериментальними підходами полягає у можливості встановлення клінічно значущого механізму руйнування [6].

У літературі широко представлені результати вивчення методом Герца особливостей руйнування керамічних пломбувальних матеріалів [7, 8], склоіономерного цементу та амальгами [9, 10], матеріалів для ендокоронки [11]. Однак досліджень руйнування стоматологічних композитів за локального навантаження не знайшли.

Для отримання параметрів міцності стоматологічних матеріалів за такого типу навантаження ефективним є метод акустичної емісії (АЕ) [9, 11], який характеризується високою чутливістю до зародження і розвитку руйнування матеріалу в його малому об'ємі [12].

Мета досліджень – порівняти клініко-технологічні, фізико-механічні властивості і особливості руйнування гібридних композитів вітчизняного та імпортного виробництва за дії локального навантаження, застосовуючи акустичну емісію.

Матеріали та методика досліджень. Для досліджень вибрали мікрогібридні стоматологічні композити Latelux (Latus, Україна) та Charisma Classic (Kulzer, Німеччина) і наногібридний – Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent, Ліхтенштейн). Згідно з інструкціями виробника, виготовляли по 10 дискових зразків (діаметр 13 mm, товщина 5 mm) кожного типу композита, використовуючи спеціально виготовлену форму, яка забезпечувала можливість полімеризації матеріалу з двох сторін. Після полімеризації зразки полірували до появи сухого блиску поверхні. Для уникнення хибних результатів під час випробувань кожен із них оглядали візуально для виявлення можливих дефектів полімеризації та структури [4]. Випробовували зразки без замочування та після витримки упродовж 24 h у фізіологічному розчині за температури $37 \pm 1^\circ\text{C}$, визначивши спочатку ступінь водопоглинання кожного композита за співвідношенням

$$\lambda = 100(m_1 - m_0) / m_0, \quad (1)$$

де m_0 та m_1 – маса зразка перед занурюванням у фізіологічний розчин NaCl та після витримки у ньому, відповідно.

Для визначення міцності композитів за локального стиску використали метод Герца, схему якого подано на рис. 1а. Зразки навантажували на установці СВР-5 за допомогою кулькового індентора (кулька зі сталі ШХ15 \varnothing 4 mm) зі швидкістю його переміщення 0,12 mm/min. На рис. 1б зображено структурну схему навантаження та відбору АЕ-інформації. Зразок 6 встановлювали на опору 1, навантажували за допомогою кулькового індентора 5. Для усунення завад від тертя зразка 6, опори 1 і кулькового індентора 5 між ними встановлювали спеціальні антифрикційні прокладки 3. Для відбору АЕ-інформації на хвилеводі 2 фіксували первинний перетворювач АЕ 4, використавши для кращого акустичного контакту мастило Літол-24.

Під час експериментів одночасно записували АЕ-інформацію за допомогою вимірювальної системи SKOP-8M [13]. Параметри відбору експериментальних результатів: тривалість вибірки 0,25 ms; період дискретизації аналогового сигналу 1 μ s; частота зрізу фільтра низьких частот 600 kHz, високих – 75 kHz; поріг дискримінації у межах 30%. Коефіцієнт підсилення АЕ тракту при цьому стано-

вив 70 dB (40 dB – попередній підсилювач). Смуга частот вимірювального АЕ тракту 0,2...0,6 MHz.

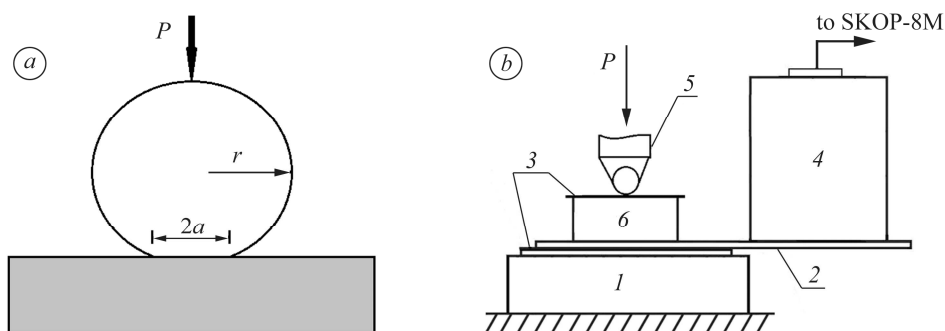


Рис. 1. Структурні схеми методу Герца (а) (зі сферою радіуса r , навантаженням P і радіусом площі контакту a) та експериментальних досліджень (б):
 1 – опора; 2 – хвилевід; 3 – спеціальна антифрикційна прокладка;
 4 – первинний перетворювач АЕ; 5 – індентор; 6 – зразок.

Fig. 1. Structural schemes of the Hertzian indentation test (a) (with a sphere of radius r , load P and contact area radius a) and of the experimental set-up (b):
 1 – support; 2 – waveguide; 3 – special anti-friction gasket;
 4 – AE sensor; 5 – indenter; 6 – sample.

У режимі постопрацювання будували графіки зміни навантаження упродовж експерименту та розподілу амплітуд зареєстрованих сигналів АЕ, за якими визначали навантаження руйнування та переміщення індентора, що йому відповідає. Основні механізми руйнування аналізували за фрактограмами зламів зразків, отриманих на сканівному електронному мікроскопі ZEISS EVO 40XVP, попередньо напиливши на їхню поверхню тонкий шар золота.

Щоб вивчити динаміку руйнування в композитах за локального навантаження, оцінювали крихкість руйнування за параметрами вейвлет-перетворення сигналів АЕ, використовуючи побудовану раніше методику [14–16]. Для локальних імпульсів сигналів АЕ за алгоритмом, запропонованим у праці [17], визначали енергетичний параметр E_{WT} за формулою

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

де $WT_a(t) = A + B \cdot e^{-0,5((t-C)/D)^2}$ – функція апроксимації локального імпульсу. За значеннями параметра E_{WT} ідентифікували тип руйнування матеріалу згідно з енергетичним критерієм: $E_{WT} < 0,01$ – пластична деформація; $0,01 \leq E_{WT} < 0,1$ – мікротріщиноутворення; $E_{WT} \geq 0,1$ – ріст макротріщини. Результати обчислень усереднювали для всіх зразків кожного виду матеріалу.

Результати та їх обговорення. Оцінювання водопоглинання полімерних композитів. Перед випробуваннями зразки витримували в термостаті ТС-80-У42 упродовж 72 h за температури $37 \pm 1^\circ\text{C}$, потім переносили в ексікатор на 60 min, після чого зважували (m_0) з точністю до 0,0001 g на електронній вазі RADWAG WAA-160. Далі зразки витримували у термостаті у фізіологічному розчині NaCl (9 g NaCl на один літр води) за температури $37 \pm 1^\circ\text{C}$ упродовж доби. Після цього зразки виймали, висушували фільтрувальним папером і повторно зважували. Розраховані за формулою (1) усереднені значення ступенів водопоглинання матеріалів наведено у табл. 1.

Таблиця 1. Усереднені значення ступенів водопоглинання композитів

Назва композита	m_0 , g	Δm , g	λ , %
Latelux	1,4406	0,0066	0,456
Tetric N-Ceram	1,5305	0,0033	0,216
Charisma Classic	1,4269	0,0052	0,366

Упродовж 24 h відбувається абсорбція, тобто насичення дослідних зразків рідиною, коли фізіологічний розчин заповнює мікропори поверхні зразків композитів. Для кожного матеріалу вона відбувається по-різному. Серед дослідних зразків найменший ступінь водопоглинання після витримки у фізіологічному розчині мали зразки Tetric N-Ceram (0,216%), а найбільший – Latelux (0,456%), матеріал Charisma Classic зайняв проміжне місце зі ступенем водопоглинання 0,366%. Отримані результати узгоджуються з відомими у літературі [18].

Відомо, що у реальних умовах експлуатування на стоматологічні реставрації впливає низка важливих чинників, зокрема, циклічні жувальні навантаження, рівень рН, вологість та температура середовища ротової порожнини, присутність мікроорганізмів, що потребує окремих досліджень. Однак результати лабораторних досліджень з оцінювання водопоглинання стоматологічних композитів разом із вивченням зміни їхніх міцнісних характеристик дають змогу прогнозувати термін функціональної придатності пломбувальних реставрацій із цих матеріалів.

Характеристики міцності гібридних композитів. На рис. 2 суміщено типові залежності “навантаження P – переміщення індентора l ” для зразків різних композитів до (рис. 2a) та після (рис. 2b) витримки у фізіологічному розчині. Із залежностей визначали навантаження руйнування P_B та переміщення індентора l_B , що йому відповідає. Усі результати статистично аналізували за допомогою пакета ANOVA. Для виявлення статистично однорідних підмножин використали порівняльний критерій Тьюкі ($\alpha = 0,01$). У табл. 2 наведено отримані результати.

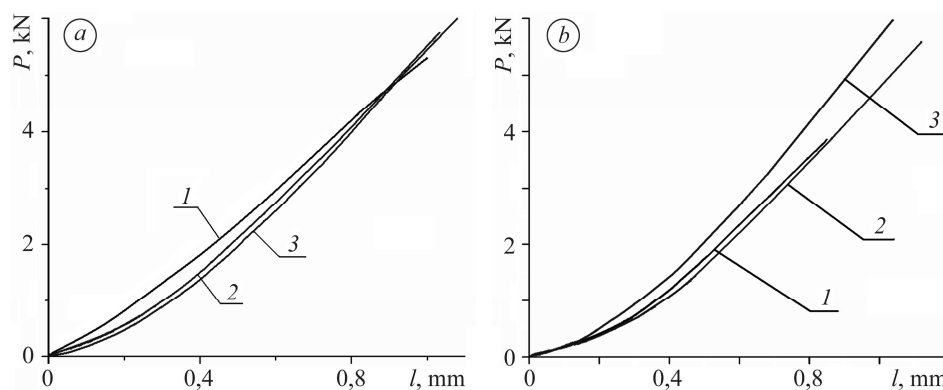


Рис. 2. Типові залежності “навантаження P – переміщення індентора l ” під час стиску методом Герца стоматологічних композитів до (a) та після (b) витримки у фізіологічному розчині: 1 – Latelux; 2 – Tetric N-Ceram; 3 – Charisma Classic.

Fig. 2. Typical dependences “load P – indenter displacement l ” during Hertzian indentation test of dental composites before (a) and after (b) exposure to physiological solution: 1 – Latelux; 2 – Tetric N-Ceram; 3 – Charisma Classic.

Як бачимо, характер руйнування всіх матеріалів однаковий: пружно-пластичний на початковому етапі навантаження з переходом до пружного за його подальшого зростання. Водночас для матеріалу Latelux спостерігаємо деяку зміну характеру кривої після абсорбції, що свідчить про підвищення його пластичності.

Це підтверджують і фрактограми зламів на рис. 3*a, b*. Зокрема, площа зони пластичної деформації на зламі зразка після витримки у розчині (рис. 3*b*) суттєво більша, ніж у зразка без витримки (рис. 3*a*).

Таблиця 2. Усереднені значення механічних характеристик реставраційних композитів за стиску методом Герца ($p > 0,05$)

Композит	До витримки у фізіологічному розчині		Після витримки у фізіологічному розчині	
	P_B , kN	l_B , mm	P_B , kN	l_B , mm
Latelux	5,32	1,02	4,23	0,94
Tetric N-Ceram	5,48	1,15	5,03	1,03
Charisma Classic	5,91	1,05	5,72	1,02

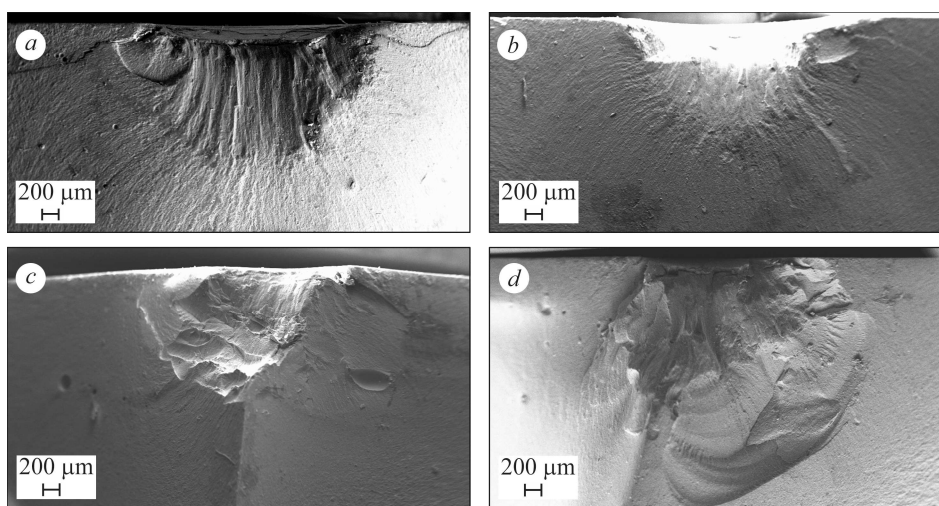


Рис. 3. Фрактограми зламів зразків Latelux (*a, b*) та Tetric N-Ceram (*c, d*) до (*a, c*) та після (*b, d*) витримки у фізіологічному розчині.

Fig. 3. Fracture diagrams of Latelux (*a, b*) and Tetric N-Ceram samples (*c, d*) before (*a, c*) and after (*b, d*) exposure to physiological solution.

За показником навантаження руйнування як до, так і після витримки у фізіологічному розчині матеріали розташувались у такому порядку (від найменшого значення): Latelux, Tetric N-Ceram, Charisma Classic. Однак статистично цей параметр для всіх композитів суттєво не відрізняється. Із експериментальних результатів бачимо, що внаслідок витримки у розчині навантаження руйнування для всіх матеріалів зменшується, причому найбільше у композиті Latelux, а найменше у Charisma Classic. Зазначимо, що за досягнення навантаження руйнування зразки Latelux ділились на 3 фрагменти, Tetric N-Ceram – на 3...6 фрагментів, а Charisma Classic – на 5...7 фрагментів.

Відомо [9], що на початкових стадіях навантаження методом Герца відбувається поверхневе руйнування (поширення конусних тріщин у матеріалі внаслідок втискування індентора), зі збільшенням тиску тріщини поширюються в матеріал зразка (радіальні тріщини), що врешті призводить до його повного руйнування (поділу на частини). Як бачимо (табл. 2), переміщення індентора після витримки зразків у фізіологічному розчині дещо зменшується для всіх композитів, що свідчить про домінування в них підповерхневих (конусних) тріщин. Однак за крите-

рієм Тьюкі цей показник для всіх композитів у двох видах експериментів суттєво не відрізняється.

Найбільше переміщення індентора виявлено у Tetric N-Ceram, що очевидно пов'язано з особливостями його структури. Як зазначалось вище, він належить до наногібридних композитів, розміри частинок його наповнювача найменші (до 1 μm), а тому мікроструктура гомогенніша, ніж двох інших матеріалів. Відомо [19], що під дією навантаження Герца мікротріщини можуть поширюватись вздовж меж або всередину зерен. Очевидно через менші розміри частинок у Tetric N-Ceram під дією локального навантаження виникає більша деформація і, як наслідок, мікротріщини в ньому поширюються активніше та на більшу глибину, що добре видно на фрактограмах зламів (рис. 3с, d). При цьому абсорбція сприяє тому, що під час руйнування за дії локального стиску розміри новоутворених поверхонь більші, ніж у матеріалі в початковому стані.

Отже, як до, так і після витримки у розчині за переміщенням індентора, хоч і з незначною різницею, матеріали розташувались у такому порядку (від найменшого показника): Latelux, Charisma Classic, Tetric N-Ceram. Звідси можна зробити висновок, що найменше пластичній деформації за контактної взаємодії піддається композит Latelux, а найбільше – Tetric N-Ceram. Ураховуючи, що для стоматологічної практики важливо знати поведінку матеріалу в умовах середовища експлуатування, то результати досліджень показали, що цей показник немає клінічної значущості для досліджених композитів.

Аналіз крихкості руйнування композитів. На рис. 4 зображено типові залежності навантаження та розподілу амплітуд сигналів АЕ від часу. Бачимо, що під час навантаження зразків різних реставраційних полімерів руйнування у них відбувається по-різному. У всіх композитах, окрім Charisma Classic до витримання в розчині, упродовж перших 50 s від початку експерименту спостерігали активне генерування сигналів АЕ, спричинене втисканням кульки індентора у поверхню зразка. Для Charisma Classic сигнали АЕ генеруються дещо пізніше – від 80 s (рис. 4е). Також із підвищенням навантаження для всіх зразків амплітуди сигналів АЕ збільшуються, що відповідає зростанню розмірів дефектів у матеріалах зі збільшенням локального тиску.

Особливістю руйнування зразків із Latelux (рис. 4а, b), як до, так і після витримки у розчині, є те, що за подальшого збільшення навантаження стиску генерувались поодинокі сигнали АЕ, кількість яких стрімко зростала на кінцевому етапі експерименту, що відповідає інтенсивному поширенню тріщин у зразку аж до поділу його на частини. Також зауважимо, що амплітуди сигналів АЕ, які супроводжували руйнування зразків до витримки у розчині, перевищують аналогічні для зразків після витримки, що свідчить про більшу крихкість матеріалу у початковому стані.

Руйнування зразків Tetric N-Ceram у початковому стані під дією локального навантаження супроводжувалось великою АЕ-активністю практично впродовж всього експерименту, а у більшості сигналів амплітуди перевищували аналогічні для зразків після витримки у розчині (рис. 4с, d).

Якщо для композита Charisma Classic до витримки у розчині руйнування активно розвивається за навантаження $> 250 \text{ kN}$, то в зразках після витримки утворення та поширення нових дефектів під дією стиску триває майже безперервно (рис. 4е, f). Як і в інших матеріалах, витримання у фізіологічному розчині сприяє зменшенню амплітуд сигналів АЕ, які супроводжують руйнування, а отже, і їх енергії.

За експериментальними результатами переміщення індентора для різних матеріалів під час навантаження відрізняється несуттєво (табл. 2), однак бачимо (рис. 4), що час до повного руйнування зразків різний. Без витримки в розчині

найшвидше відбувся поділ на частини зразків Latelux ($270 \pm 16,5$ s). Хоча міцність полімеру Tetric N-Ceram не найбільша (див. табл. 2), середній час до повного руйнування становить $334 \pm 34,2$ s і є найбільшим серед інших. Дещо менший аналогічний показник для композита Charisma Classic з найбільшою міцністю – $324 \pm 20,8$ s. Таку ж тенденцію спостерігаємо і для зразків після витримки у розчині, однак, як і міцність, середній час до повного руйнування зменшується для всіх матеріалів: Latelux – $244,67 \pm 35,92$ s, Tetric N-Ceram – $317,53 \pm 55,85$ s, Charisma Classic – $311,73 \pm 15,02$ s.

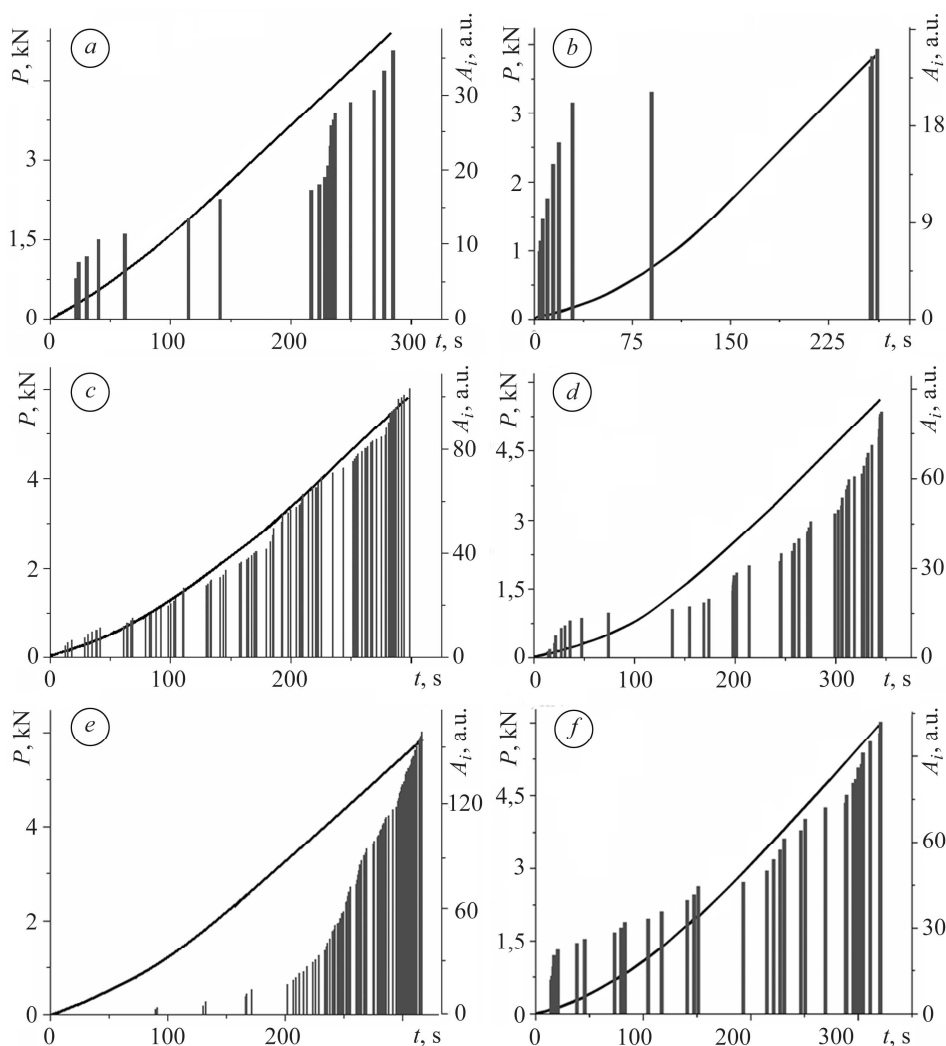


Рис. 4. Типові залежності навантаження та розподілу амплітуд сигналів АЕ від часу до (a, c, e) та після (b, d, f) витримки у фізіологічному розчині зразків композитів за локального стиску (1 a.u. = 100 μ V): a, b – Latelux; c, d – Tetric N-Ceram; e, f – Charisma Classic.

Fig. 4. Typical dependences of loading and distribution of AE signals amplitudes on time before (a, c, e) and after (b, d, f) exposure to physiological solution of composite samples under local compression (1 a.u. = 100 μ V): a, b – Latelux; c, d – Tetric N-Ceram; e, f – Charisma Classic.

Сигнали АЕ, зареєстровані під час експериментів, аналізували за запропонованою раніше методикою [17] та визначали енергетичний параметр за співвідно-

шенням (2). Найбільший енергетичний параметр мали сигнали АЕ під час руйнування Tetric N-Ceram, як до, так і після витримки у розчині. Це говорить про те, що під дією локального навантаження у зразках інтенсивно утворювались мікротамакротріщини більших розмірів, ніж у зразках із двох інших матеріалів, що видно і на фрактограмах зламів (див. рис. 3).

За енергетичним параметром ідентифікували типи руйнування матеріалів до та після витримки у фізіологічному розчині. Зображено (рис. 5) діаграми розподілу кількості сигналів АЕ, які характеризують кожний тип руйнування у відсотках від загальної кількості зареєстрованих.

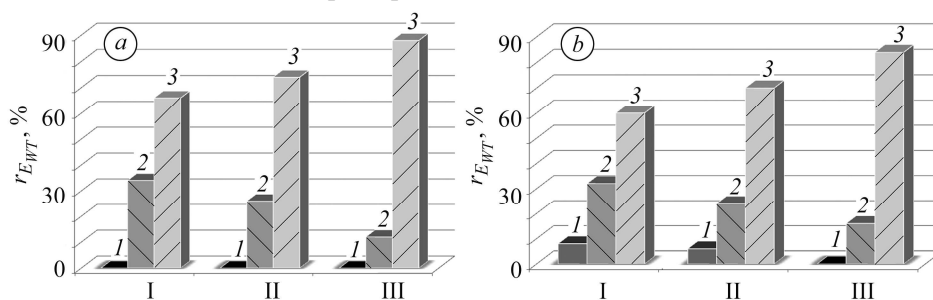


Рис. 5. Частка різних типів руйнування стоматологічних композитів до (а) та після (b) витримки у фізіологічному розчині: I – Latelux; II – Tetric N-Ceram; III – Charisma Classic; 1 – пластична деформація; 2 – мікротріщиноутворення; 3 – макротріщиноутворення.

Fig. 5. A share of different fracture types for dental composites before (a) and after (b) exposure to physiological solution: I – Latelux; II – Tetric N-Ceram; III – Charisma Classic; 1 – plastic deformation; 2 – microcracking; 3 – macrocracking.

Бачимо, що у матеріалах Latelux та Tetric N-Ceram після витримки у розчині зростає відсоток сигналів АЕ, які супроводжували пластичну деформацію, чого не спостерігали в зразках Charisma Classic. Водночас у всіх випадках переважали сигнали АЕ, які генерувались внаслідок поширення у зразках мікро- та макротріщин під дією локального стиску.

ВИСНОВКИ

За результатами порівняльного аналізу клініко-технологічних та фізико-механічних властивостей стоматологічних композитів світлової полімеризації під час стиску методом Герца встановили, що найменший ступінь водопоглинання має композит Tetric N-Ceram, далі Charisma Classic та Latelux; за міцністю до руйнування матеріали розташувались у такому порядку (від найменшого значення): Latelux, Tetric N-Ceram, Charisma Classic; її значення для цих композитів перевищує максимальне жувальне навантаження (4...5 kN); внаслідок водопоглинання міцність композитів зменшується (найбільше Latelux, а найменше Charisma Classic), однак зростає схильність до пластичного деформування, що найбільше проявляється у композиті Tetric N-Ceram (під дією локального навантаження у ньому утворюються поверхні руйнування найбільших розмірів порівняно з іншими матеріалами, про що свідчать амплітуди сигналів АЕ). Усі матеріали руйнуються шляхом пластичної деформації з подальшим поширенням конусних і радіальних тріщин, однак, згідно з енергетичним критерієм ідентифікування типів руйнування за параметрами сигналів АЕ, домінує механізм тріщиноутворення, що підтверджують фрактограми зламів зразків. Комплексний аналіз особливостей руйнування стоматологічних композитів під дією локального навантаження показав, що найкраще протидіють руйнуванню мікрогібридний композит Charisma Classic та нанокомпозит Tetric N-Ceram, тоді як вітчизняний мікрогібридний композит Latelux можна ефективно використовувати для реставрацій, які зазнають меншого навантаження.

1. *Нідзельський М. Я., Коротецька-Зінкевич В. Л.* Стоматологічні композитні матеріали, їх властивості та застосування // Вісник ВДНЗУ “Українська медична стоматологічна академія”. – 2012. – **12**, Вип. 4 (40). – С. 222–224.
2. *Wakefield C. and Kofford K.* Advances in restorative materials // Dent. Clin. North Am. – 2001. – **45**, № 1. – P. 7–29.
3. *Ilie N. and Hickel R.* Investigations on mechanical behaviour of dental composites // Clin. Oral. Invest. – 2009. – **13**. – P. 427–438.
4. *ГОСТ Р 56924-2016 (ИСО 4049:2009)* Стоматология. Материалы полимерные восстановительные. – URL: <http://docs.cntd.ru/document/1200135162>.
5. *Lawn B. R., Deng Y., and Thompson V. P.* Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review // J. Prosthet. Dent. – 2001. – **86**, № 5. – P. 495–510.
6. *Overview: damage in brittle layer structures from concentrated loads / B. R. Lawn, Y. Deng, P. Miranda, A. Pajares, H. Chai, and D. K. Kim* // J. Mater. Res. – 2002. – **17**, № 12. – P. 3019–3036.
7. *Rate effects in critical loads for radial cracking in ceramic coatings / C. S. Lee, D. K. Kim, J. Sánchez-González, and P. Miranda* // J. Am. Ceram. Soc. – 2002. – **85**, № 8. – P. 2019–2024.
8. *Dong X. D. and Darvell B. W.* Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation // Dent. Mater. – 2003. – **19**, № 6. – P. 542–551.
9. *Wang Y. and Darvell B. W.* Failure mode of dental restorative materials under Hertzian indentation // Dent. Mater. – 2007. – **23**. – P. 1236–1244.
10. *Qualitative assessment of microstructure and Hertzian indentation failure in biocompatible glass ionomer cements / K. V. Tian, P. M. Nagy, G. A. Chass, P. Fejerdy, J. W. Nicholson, I. G. Csizmadia, and C. Dobó-Nagy* // J. Mater. Sci: Mater. Med. – 2012. – **23**. – P. 677–685.
11. *Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis / V. Skalskyi, V. Makeev, O. Stankevych, and R. Pavlychko* // Dent. Mater. – 2018. – **34**, № 3. – P. e46–e55.
12. *Nazarchuk Z., Skalskyi V., and Serhiyenko O.* Acoustic emission. Methodology and Application. – Springer International Publishing AG, 2017. – 283 p.
13. *Портативна система SKOP-8M для вимірювання та аналізу сигналів акустичної емісії / В. Р. Скальський, Б. П. Клим, Р. М. Плахтій, Є. П. Почапський, О. М. Станкевич, Я. Д. Толопко, П. П. Великий* // Наука та інновації. – 2010. – **6**, № 3. – С. 20–29.
14. *Чергування типів руйнування стоматологічних полімерів на різних стадіях розвитку тріщини / В. Р. Скальський, В. Ф. Макеев, О. М. Станкевич, О. С. Кирманов, С. І. Винницька* // Фіз.-хім. механіка матеріалів. – 2014. – **50**, № 6. – С. 60–66.
(*Alternation of the types of fracture for dental polymers in different stages of crack propagation / V. R. Skal's'kyi, V. F. Makeev, O. M. Stankevych, O. S. Kurmanov, and S. I. Vynnyts'ka* // Materials Science. – 2015. – **50**, № 6. – P. 836–843.)
15. *Оцінювання міцнісних характеристик стоматологічних полімерів за вейвлет-перетворенням сигналів акустичної емісії / В. Р. Скальський, В. Ф. Макеев, О. М. Станкевич, О. С. Кирманов, С. І. Винницька, В. К. Опанасович* // Проблеми прочності. – 2015. – № 4. – С. 67–74.
(*Strength evaluation of stomatologic polymers by wavelet transform of acoustic emission signals / V. R. Skal's'kyi, V. F. Makeev, O. M. Stankevich, O. S. Kurmanov, S. I. Vynnyts'ka, and V. K. Opanasovich* // Strength of materials. – 2015. – **47**, № 4. – P. 566–572.)
16. *Acoustic properties of fracture of dental restorative materials and endocrown restorations under quasi-static loading / V. Skalskyi, V. Makeev, O. Stankevych, and O. Dubytskyi* // Dent. Mater. – 2020. – **36**, № 5. – P. 617–626.
17. *Stankevych O. and Skalsky V.* Investigation and identification of fracture types of structural materials by means of acoustic emission analysis // Eng. Fract. Mech. – 2016. – **164**. – P. 24–34.
18. *Рябокоть Е. Н., Камина Т. В.* Влияние фторсодержащего наполнителя на физико-механические свойства фотоотверждаемых композитов // Український стоматологічний альманах. – 2013. – № 3. – С. 5–6.
19. *Franco A. and Roberts S. G.* Surface mechanical analyses by Hertzian indentation // Ceramics. – 2004. – **50**. – P. 94–108.

Одержано 21.10.2020