

## МЕТОДИ І МЕТОДИКИ

---

© Макеев В. Ф., \*Скальський В. Р., Кирманов О. С.

УДК 616. 379-008. 64: 616. 36. 369

*Макеев В. Ф., \*Скальський В. Р., Кирманов О. С.*

### **ХАРАКТЕРИСТИКИ МІЦНОСТІ ТА ВИЗНАЧЕННЯ ТИПІВ РУЙНУВАННЯ ПОЛІМЕРНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ТИМЧАСОВОГО НЕЗНІМНОГО ПРОТЕЗУВАННЯ МЕТОДОМ АКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ**

**Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького (м. Львів)**

**Фізико-механічний інститут ім. Г. В. Карпенка НАН України**

**(м. Львів)**

Наукове дослідження є фрагментом науково-дослідної роботи кафедри ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького «Розробка та удосконалення технологічних процесів і методів попередження можливих ускладнень, які виникають у процесі ортопедичного лікування хворих з дефектами і деформаціями зубо-щелепної системи», № державної реєстрації 0197U007132) та є фрагментом кваліфікаційної наукової роботи авторів.

**Вступ.** Дефекти твердих тканин зубів та зубних рядів, а також їх заміщення залишається найбільш актуальною проблемою в роботі лікарів-стоматологів. Так, середня потреба в зубному протезуванні виникає у 44,3-53,8% хворих, а після 56 років цей показник значно збільшується і сягає 93,6% [1,2]

За даними Міністерства охорони здоров'я України, ортопедичної стоматологічної допомоги потребують 92-94% населення України. У загальному обсязі незнімні конструкції, порівняно з іншими видами зубних протезів, становлять 70-80%. Їх розповсюдженість є майже втричі більшою [3].

Низка досліджень свідчить, що на даний час металокерамічні та металопластмасові конструкції вважаються досконалим видом незнімних протезів, як в естетичному, так і у функціональному відношенні.

Однак, серед найбільш дискусійних клінічних аспектів застосування незнімних суцільнолитих конструкцій залишається питання тимчасового протезування зубів. Тимчасове протезування – проміжна фаза, яка забезпечує захист, стабілізацію і функцію зубо-щелепної системи до моменту фіксації постійного протезу і є обов'язковим етапом у виготовленні незнімних конструкцій.

Тимчасове протезування відіграє значну роль в ортопедичній стоматології. Відомо, що препарування зубів викликає, як місцеві реактивні зміни, так і загальні стресові реакції. Порушення емалево-дентинної межі розкриває дентинні каналні, у зв'язку з чим поверхню відпрепарованого зуба можна

порівняти з відкритою інфікованою ранюю, де згодом утворюється склерозований дентин [4].

Тимчасові протези, на період виготовлення постійної конструкції, захищають зуби та їх пульпу після препарування, виконують естетичну та фонетичну функції – попереджують переміщення зубів завдяки відновленню втрачених міжоклюзійних та міжзубних контактів, нормалізують стан тканин маргінального пародонту та запобігають «насуванню» ясен на уступ у випадку під'ясенного препарування [5].

На жаль, на сьогоднішній день Міжнародною Стандартизуючою Організацією (ISO) не розпрацьовано норм спеціально до групи пластмас холодної полімеризації, які використовують для виготовлення незнімних тимчасових протезів. До цього часу ці матеріали стоматологічного призначення входять в загальну групу пластмас. Саме через це спостерігається значна відмінність у методах дослідження пластмас для тимчасових протезів та виникають певні труднощі у порівнянні фізичних властивостей пластмас. Серед цих фізико-механічних властивостей пластмас для тимчасового протезування найважливіше клінічне значення мають їх міцність та твердість [6].

Недостатня міцність пластмас, які використовуються для виготовлення тимчасових коронок та мостоподібних протезів, часто стає причиною зламів конструкції у процесі експлуатації.

В останні роки на стоматологічному ринку з'явилися значна кількість нових, різних за структурою і способом обробки матеріалів для виготовлення провізорних конструкцій (коронок, мостоподібних протезів, вкладок, накладок тощо) [7-9].

Здійснюються пошуки технологічних методів удосконалення виготовлення тимчасових ортопедичних конструкцій [10].

Все більш широкого застосування набирає методика виготовлення тимчасових конструкцій із стандартних пластмасових заготовок методами комп'ютерного моделювання та виробленням конструкції в CAD-CAM системах [11].

Відомо низку досліджень механічних властивостей матеріалів для тимчасових ортопедичних конструкцій та їх порівняння [12–17]. Так, автори [5] визначали розподіл напружень у конструкціях із полімерних матеріалів залежно від відстані від краю зразка. Для матеріалу Trim виявили деяку деформацію без руйнування на відстані 0,4 – 1 мм від краю, для Protemp – 0,8 мм, а для Luxatemp і швидкотвердого Tempphase – понад 0,6 мм. За результатами механічних випробувань встановлено, що опір руйнуванню полікарбонатних коронок вищий, ніж у конструкцій з BISICO Temp S (самотвердний PMMA полімер), Protemp II (бісакриловий композит) та Major C&B-V Dentine (PMMA полімер теплового тверднення) [6]. За даними авторів [7] для провізорних матеріалів Jet, Provispont DC, Protemp II і Protemp Garant, напруження згину змінюється від 150,9 МПа до 54,2 МПа.

Визначали також міцність на згин та модуль зсуву матеріалів з різними механізмами твердіння (Trim, Luxatemp AM Plus, Luxatemp AM Plus Solar і Cool Temp Natural) у різний час після замішування [8]. Композитні матеріали порівняно з метакриловими показали кращі механічні властивості. У праці [9] представлено порівняльні результати механічних властивостей Voco Structur-Premium, 3M ESPE Experimental Protemp, Zhermack Acrytemp, Kaniedenta Kanitemp-Royal, Dentsply Integrity-Fluorescence та DMG Luxatemp-Fluorescence. Встановлено, що матеріал Protemp має найвищу тріщиностійкість порівняно з іншими. Дослідження механічних характеристик акрилової пластмаси Akrodent на розтяг, стиск і згин, а також подальша статистична обробка результатів дали змогу встановити середні значення його механічних параметрів: модуль Юнга  $E = 2,6 \times 10^3$  МПа, коефіцієнт Пуассона  $\mu = 0,33$ ,  $\sigma_B = 33 \pm 5$  МПа [10].

Однак для ефективного клінічного використання тих чи інших полімерних матеріалів, крім знання їх механічних властивостей, важливо знати динаміку процесів руйнування. Таку інформацію можна отримати, використавши під час механічних випробувань метод акустичної емісії (АЕ).

Успішно зарекомендував себе метод АЕ і в дослідженнях полімерів, які застосовують у стоматологічній практиці, хоча таких робіт відомо небагато. Так, у праці [18] аналізували концентрацію напружень і руйнування навколо краю зубного композитного укріплювача polymethyl methacrylat (PMMA) шляхом вимірювання навантаження на зовнішній поверхні зубної підкладки кільцевого типу.

Отже, метод АЕ дає можливість ідентифікувати різні механізми руйнування у конструкційних матеріалах (полімерних, композитних), а їх часову локалізацію забезпечує вейвлет-перетворення (ВП) сигналів АЕ [19].

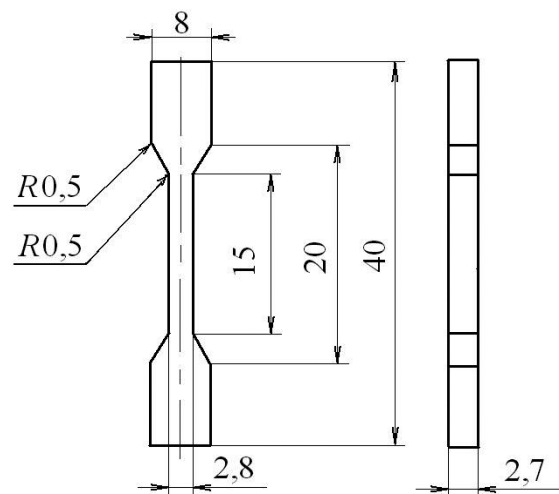
**Мета дослідження** – оцінити характеристики міцності та типи руйнування полімерів для тимчасового протезування за результатами сигналів акустичної емісії під час квазістатичного розтягу пластичних зразків.

**Об'єкт і методи дослідження.** У залежності від величини пружнопластичної деформації конструкційного елемента за навантаження, що відповідає макроруйнуванню (ріст тріщини), методом АЕ розрізняють крихке (або квазікрихке) та в'язке руйнування. Більшість відомих критеріїв ідентифікування типів руйнування побудовано на основі аналізу частотного спектра сигналу, який отримують за допомогою перетворення Фур'є [20]. Водночас вагому інформацію про особливості протікання процесів дефектоутворення у твердих тілах можна отримати, скориставшись вейвлет-перетворенням сигналів АЕ.

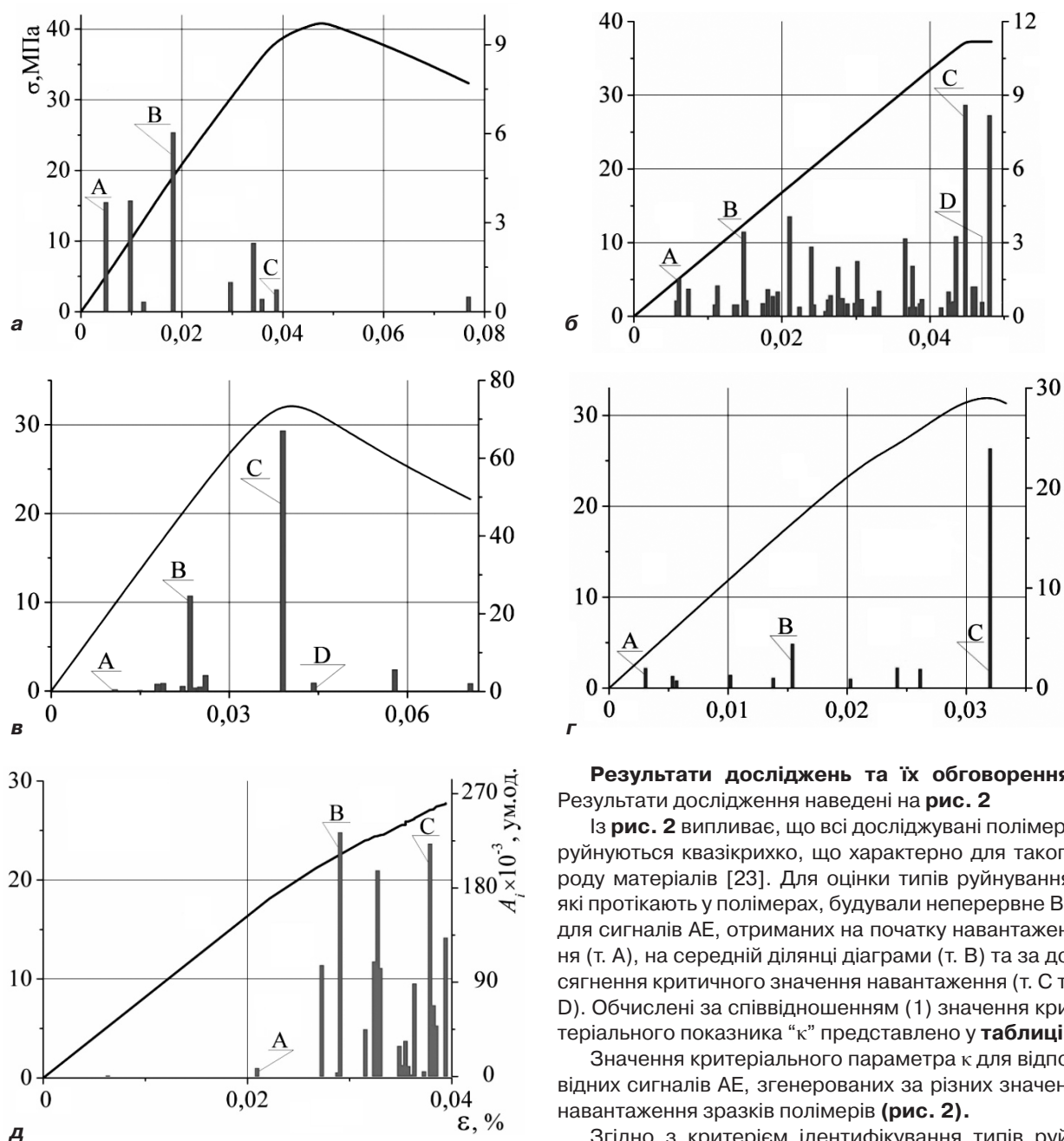
Вейвлет-перетворення – це розклад сигналу за базисом, сконструйованим із функцій вейвлетів, які отримують з однієї базової (материнської) функції шляхом її зсуву та розтягу вздовж осі часу [18]. Принципове значення має можливість вейвлетів аналізувати сигнали, спектральні характеристики яких істотно змінюються у часі, і тривалість цих змін різна. Залежно від значення експериментально встановленого критеріального параметра “ $\kappa$ ” тип макроруйнування конструкційних матеріалів розділено на в'язке ( $\kappa < 0,1$ ), в'язко-крихке ( $0,1 \leq \kappa < 0,2$ ) та крихке руйнування ( $\kappa \geq 0,2$ ).

Реалізацію методики досліджень здійснювали з використанням руйнування під час квазістатичного розтягу полімерних зразків із провізорних матеріалів Protemp™ 4 (3M ESPE, США), Akrodent (АО СТОМА, Україна), Structur 2SC (VOCO, Німеччина), Tempdon 1-1PKG (GC, Японія), Ceramill PMMA (AmannGirrbach, Австрія). Розміри полімерних зразків показано на **рис. 1**.

Зразки розтягали на розривній машині типу СВР-5 зі швидкістю навантаження  $4 \times 10^{-7}$  м/с. Одночасно здійснювали запис АЕ-інформації за допомогою системи SKOP-8M [21], використавши два вимірювальні АЕ-канали і здійснивши відповідні налаштування: тривалість вибірки становила 0,5 мс; період дискретизації аналогового сигналу – 0,25



**Рис. 1.** Геометрія полімерних зразків.



**Рис. 2.** Діаграми розтягу та розподіл амплітуд сигналів АЕ для зразків з полімерних матеріалів:  
 а – Protemp; б – Akrodent; в – Structur; г – Tempron;  
 д – Ceramill.

мкс; частота зрізу фільтра низьких частот – 1000 кГц, високих – 100 кГц; поріг дискримінації – у межах 30%. Коефіцієнт підсилення АЕ-тракту становив 70 дБ (40 дБ – попередній підсилювач). Смугу частот вимірювального АЕ-тракту визначали за робочою смугою частот первинного перетворювача сигналів АЕ і у нашому випадку вона була 0,2 – 0,6 МГц. У режимі постобробки будували діаграми розтягу і розподіл амплітуд (рис. 2) та НВП зареєстрованих сигналів АЕ.

**Результати досліджень та їх обговорення.**  
 Результати дослідження наведені на **рис. 2**

Із **рис. 2** випливає, що всі досліджувані полімери руйнуються квазікрихко, що характерно для такого роду матеріалів [23]. Для оцінки типів руйнування, які протікають у полімерах, будували неперервне ВП для сигналів АЕ, отриманих на початку навантаження (т. А), на середній ділянці діаграми (т. В) та за досягнення критичного значення навантаження (т. С та D). Обчислені за співвідношенням (1) значення критеріального показника “к” представлено у **таблиці**.

Значення критеріального параметра к для відповідних сигналів АЕ, згенерованих за різних значень навантаження зразків полімерів (**рис. 2**).

Згідно з критерієм ідентифікування типів руйнування конструкційних матеріалів за даними НВП на початкових стадіях у більшості полімерів

**Таблиця**

**Значення критеріального показника “к”**

Полімер	к			
	A	B	C	D
Structur 2SC	0,01-0,04	0,5; 1,0	0,53; 1,03	0,19
Tempron 1-1PKG	0,11	0,13	0,44	-
Akrodent	0,13	0,18	0,28	0,09
Protemp™ 4	0,14	0,54	0,12	-
Ceramill PMMA	0,12	0,13; 0,46	0,29; 0,44	-

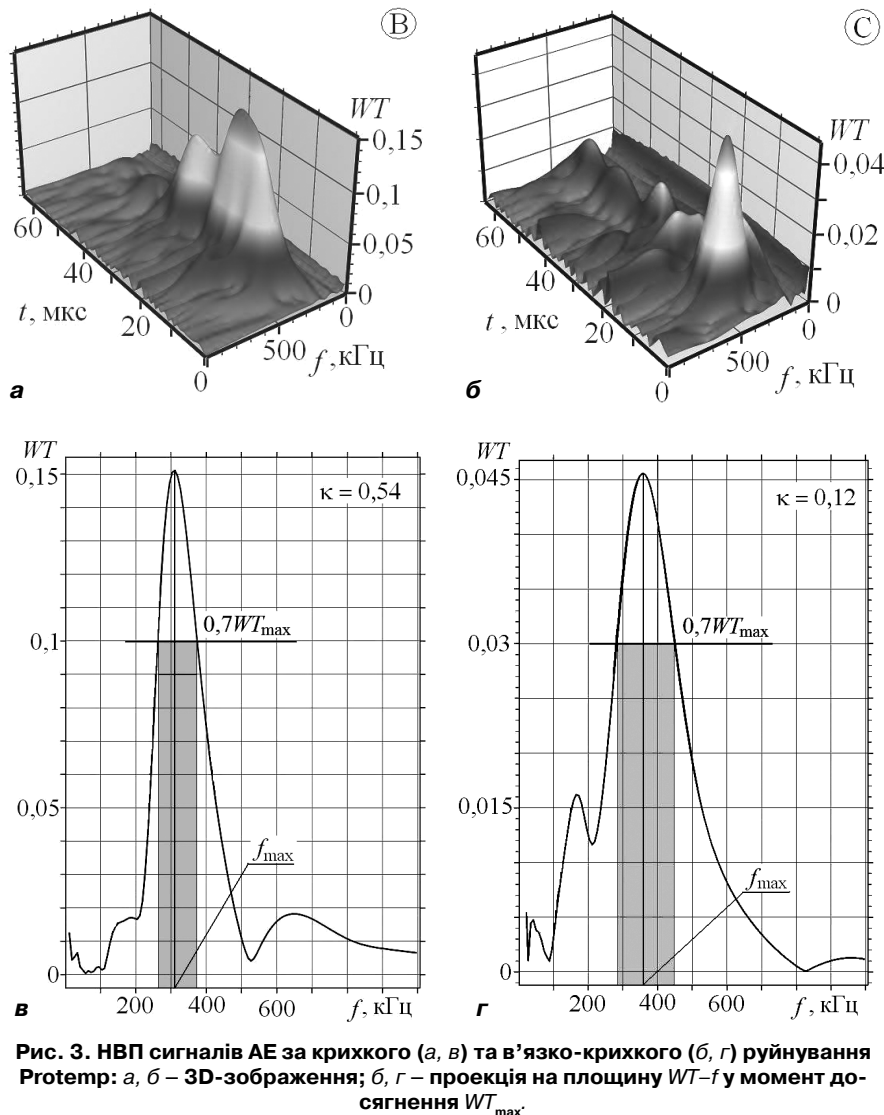


Рис. 3. НВП сигналів АЕ за крихкого (а, в) та в'язко-крихкого (б, г) руйнування Protemp: а, б – 3D-зображення; б, г – проєкція на площину  $WT-f$  у момент досягнення  $WT_{max}$ .

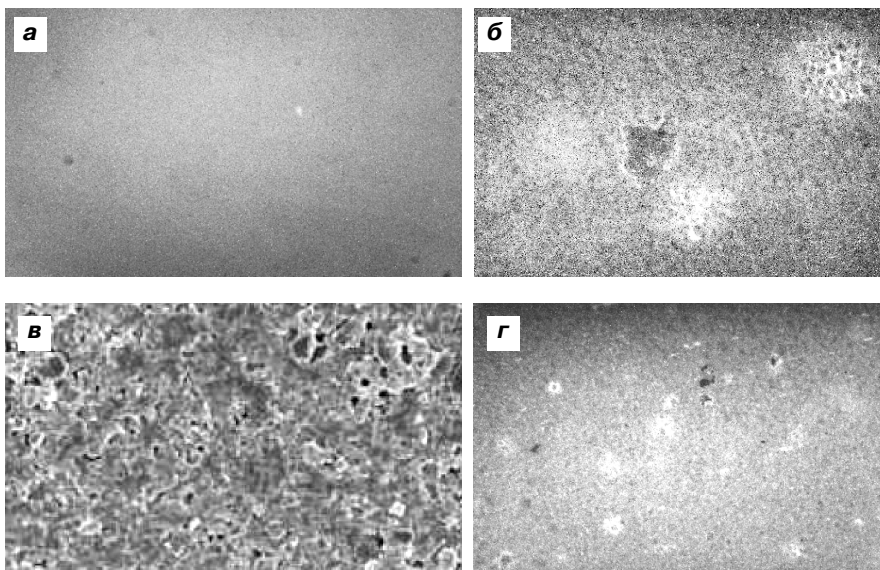


Рис. 4. Мікроструктура досліджуваних полімерів: а – Protemp; б – Akrodent; в – Structur; г – Tempron.

(Tempron, Akrodent, Protemp, Ceramill) генеруються сигнали АЕ, що відповідають в'язко-крихкому руйнуванню ( $0,1 \leq \kappa < 0,2$ ). У матеріалі Structur спочатку з'являються сигнали АЕ, які відповідають в'язкому руйнуванню ( $\kappa < 0,1$ ), а за подальшого навантаження переважають крихкі механізми, про що свідчать високі показники критеріального параметра відповідних сигналів АЕ ( $\kappa > 0,5$ ). Почергову появу сигналів АЕ з високими та низькими значеннями показника "к" (див. табл.) можна тлумачити як чергування макророзтріскування матеріалу з утворенням пластичних зон перед макротріщиною, відповідно.

На рис. 3 зображено НВП характерних сигналів АЕ, які відповідають крихкому (рис. 3, а, в) та в'язко-крихкому (рис. 3, б, г) руйнуванню провізорного матеріалу Protemp™ 4.

У даному випадку для сигналу АЕ у точці В на рис. 2, а за крихкого руйнування –  $WT_{max} = 0,15$ , ширина смуги частот у проєкції  $WT-f$  на рівні  $0,7WT_{max} - \Delta f = 0,11$  МГц, частота, що відповідає  $WT_{max} - f_{max} = 312$  кГц (рис. 3, в), для сигналу АЕ у точці С на рис. 2, а за в'язко-крихкого руйнування –  $WT_{max} = 0,046$ ,  $\Delta f = 0,15$  МГц,  $f_{max} = 359$  кГц (рис. 3, г).

Під час навантаження зразків із полімерних матеріалів Tempron та Akrodent спостерігали чергування сигналів АЕ з більшими та меншими значеннями критеріального параметра, які аналогічно до попереднього матеріалу, відповідали крихкому та в'язко-крихкому руйнуванню (табл.). Особливістю НВП сигналів АЕ, які супроводжували руйнування матеріалів Structur та Ceramill, є наявність у короткому проміжку часу декількох локальних максимумів вейвлет-коефіцієнтів. Це може означати накладання у часі різних актів

руйнування, які за значеннями критеріального параметра відповідають крихкому або в'язко-крихкому типу.

Для розуміння природи процесів руйнування, які відбуваються під дією навантаження у полімерних матеріалах, вивчали їх мікроструктуру. Із **рис. 4**, а видно, що матеріал Protemp відрізняється від інших найвищою гомогенністю. Для матеріалу Tempcon спостерігали дрібнодисперсну структуру з незначною кількістю порожнин (**рис. 4, г**), а у випадку Akrodent – пористість значно більша і має місце її локальне зосередження (**рис. 4, б**). Для Structur – пори більших розмірів чергуються з кластерними ділянками мікрочастинок наповнювача. Отримані результати співпадають із представленими у праці [4]. На основі здійсненого аналізу можна пояснити те, що під час руйнування матеріалу Akrodent генерується найбільша кількість сигналів АЕ внаслідок його значної пористості, а Protemp завдяки своїй гомогенності є найменш АЕ-активний (**рис. 2**). Оскільки в матеріалі Structur пори найбільших розмірів і спричинюють найбільшу крихкість, то й амплітуди

сигналів АЕ та значення критеріального показника “к” найвищі. Особливістю полімеру Ceramill є найнижча міцність (**рис. 2, д**), але значне зростання АЕ-активності відбувається за навантажень більших, ніж у інших матеріалів.

**Висновки.** На основі проведеного аналізу діаграм руйнування, мікроструктури поверхні матеріалів та значень критеріального показника типів руйнування к можна стверджувати, що всі стоматологічні полімери, які використано в експериментах, руйнуються квазікрихко. Найміцнішим є матеріал Protemp™ 4, а найкрихкішим можна вважати – Structur 2SC. Полімер Ceramill PMMA має найменшу міцність, але починає руйнуватись за навантажень, що перевищують цей показник для решти полімерів.

Для вивчення динаміки та ідентифікування типів руйнування полімерних матеріалів доцільно застосовувати неперервне ВП сигналів АЕ. Чергування сигналів АЕ з різними значеннями критеріального показника “к” свідчить про присутнє в'язке, в'язко-крихке чи крихке руйнування, попри те, що макродоломи зразків усіх полімерів є крихкими.

### Література

1. Арутюнов С. Д. Анализ прочностных характеристик конструкционного материала “Акродент”, используемого в технологии провизорных протезов / С. Д. Арутюнов, Е. Н. Чумаченко // Панорама ортопедической стоматологии. – № 4. – 2005. – С. 34–37.
2. Божидарнік В. В. Діагностування скловолоконних композитів методом акустичної емісії / В. В. Божидарнік, В. Р. Скальський, Ю. Я. Матвіїв. – К.: Наукова думка, 2012. – 255 с.
3. Голік В. П. Клініко – технологічні передумови удосконалення лікування із застосуванням тимчасових ортопедичних конструкцій / В. П. Голік, А. В. Яворова, І. В. Янішен // Вісник проблем біології медицини – 2014 – Вип. 2, Т. 1 (107). – С. 104-110.
4. Діагностування механізмів руйнування сталі 38ХНЗМФА за вейвлет-перетворенням сигналів акустичної емісії / В. Р. Скальський, Л. Р. Ботвіна, О. М. Станкевич [та ін.] // Техническая диагностика и неразрушающий контроль. – 2011. – № 3. – С. 12–17.
5. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам / Ингрид Добеши; [пер. с англ.]. – Ижевск, 2001. – 464 с.
6. Лабунець В. А. Забезпеченість дорослого міського населення України зубними протезами / В. А. Лабунець // Одеський медичний журнал. -2000. – №2. – С. 53. 55.
7. Мираева Н. С. Временное пластмассовое CEREC-реставрации для лечебно-диагностического этапа у пациентов с нарушением окклюзии зубных рядов : автореф. дисс. на соискание ученой степени канд. мед. наук : спец. 14.01.14 «Стоматология» / Н. С. Мираева. – Москва, 2010. – 18 с.
8. Онищенко В. С. Возмещение дефектов зубных рядов цельнолитыми конструкциями несъемных зубных протезов / В. С. Онищенко, В. И. Беда, О. М. Овчаренко, М. Тодорович // Современная стоматология. – 2000. – №4. – С. 46-48.
9. Портативна система SKOP-8M для вимірювання та аналізу сигналів акустичної емісії / В. Р. Скальський, Б. П. Клим, Р. М. Плахтій [та ін.] // Наука та інновації. – 2010. – №6(3). – С. 20–29.
10. Трезубов В. Н. Комментарии о роли временных зубных протезов / В. Н. Трезубов // Панорама ортопедической стоматологии. – 2005. – №4. – С. 38-39.
11. Babic V. Selected Mechanical Properties of Temporary Crown and Bridge / A. Babic, R. Perry, G. Kugel [Virtual Resource]. – Access Mode: URL: [https://iadr.confex.com/iadr/2008Dallas/techprogram/abstract\\_99941.htm](https://iadr.confex.com/iadr/2008Dallas/techprogram/abstract_99941.htm). – Title from Screen (20. 03. 2014).
12. Choi N. -S. Acoustic emission characterization of the marginal disintegration of dental composite restoration / Nak-Sam Choi, Ja-Uk Gu, Kazuo Arakawa // Composites Part A: Applied Science and Manufacturing. – 2011. – Vol. 42(6). – P. 604–611.
13. Jordan R. D. Immediate fixed partial dentures / R. D. Jordan, S. A. Aquilino, J. M. Leary // J. Prosthet. Dent. – 1998. – Vol. 60, №5. – P. 529-531.
14. Kim S. H. In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed partial denture materials / S. H. Kim, D. C. Watts // Dent. Mater. – 2007. – Vol. 23(12). – P. 1570–1573.
15. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems / M. Balkenhol, M. Ch. Mautner, P. Ferger [et al.] // Journal of Dentistry. – 2008. – Vol. 36 (1). – P. 15–20.
16. Mirzhari B. Temporary restorations / B. Mirzhari // A. Alpha Omegan. – 2007. – № 100(2). – С. 80-84.
17. Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations / S. S. Scherrer, A. H. Wiskott, Vol. Coto-Hunziker [et al.] // J. Prosthet. Dent. – 2003. – Vol. 89(6). – P. 579–588.
18. Ni Q. -Q. Wavelet transform of acoustic emission signals in failure of model composites / Qing-Qing Ni, Masaharu Iwamoto // Engineering Fracture Mechanics. – 2002. – Vol. 69. – P. 717–728.

19. Protemp™ 4 [Virtual Resource]. – Access Mode: URL: [http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsld=SSSS-SufSevTsZxtUOx2Bmx\\_GevUqevTSevTSevTSeSSSSSS--&fn=protemp\\_pl\\_clin\\_result.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsld=SSSS-SufSevTsZxtUOx2Bmx_GevUqevTSevTSevTSeSSSSSS--&fn=protemp_pl_clin_result.pdf). – Title from Screen (02.04.2014).
20. Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion / M. Balkenhol, P. Fenger, M. C. Mautner [et al.] // Dent. Mater. – 2007. – Vol. 23. – P. 1574–1583.
21. Structur 2SC / Structur Premium [Virtual Resource]. – Access Mode: URL: [http://www.voco.com/ru/products/\\_products/structur\\_2\\_SC/Structur\\_Premium\\_Structur\\_2\\_RU\\_0710.pdf](http://www.voco.com/ru/products/_products/structur_2_SC/Structur_Premium_Structur_2_RU_0710.pdf). – Title from Screen (29.03.2014).
22. Yilmaz A. Fracture resistance of various temporary crown materials / A. Yilmaz, S. Baydas // J. Contemp. Dent. Pract. – 2007. – Vol. 8(1). – P. 44–51.

УДК 616.379-008.64:616.36.369

### **ХАРАКТЕРИСТИКИ МІЦНОСТІ ТА ВИЗНАЧЕННЯ ТИПІВ РУЙНУВАННЯ ПОЛІМЕРНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ТИМЧАСОВОГО НЕЗНІМНОГО ПРОТЕЗУВАННЯ МЕТОДОМ АКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ**

**Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., Кирманов О. С.**

**Резюме.** Тимчасові протези, на період виготовлення постійної конструкції, захищають зуби та їх пульпу після препарування, виконують естетичну та фонетичну функції – попереджують переміщення зубів завдяки відновленню втрачених міжоклюзійних та міжзубних контактів, нормалізують стан тканин маргінального пародонту та запобігають “насуванню” ясен на уступ у випадку під’ясенного препарування.

Проте, недостатня міцність пластмас, які використовуються для виготовлення тимчасових коронок та мостоподібних протезів, часто стає причиною зламів конструкції у процесі експлуатації.

Метою дослідження була оцінка міцнісних характеристик та типів руйнування полімерів для тимчасового протезування за результатами сигналів акустичної емісії під час квазістатичного розтягу пластинчастих зразків із провізорних матеріалів Protemp™ 4 (3M ESPE, США), Akrodent (АО СТОМА, Україна), Structur 2SC (VOCO, Німеччина), Tempron 1-1PKG (GC, Японія), Ceramill PMMA (AmannGirrbach, Австрія).

На основі проведеного аналізу діаграм руйнування, мікроструктури поверхні матеріалів та значень критеріального показника типів руйнування “к” можна стверджувати, що всі стоматологічні полімери, які використано в експериментах, руйнуються квазіхрупко. Найміцнішим є матеріал Protemp™ 4, а найкрихкішим можна вважати – Structur 2SC. Полімер Ceramill PMMA має найменшу міцність, але починає руйнуватись за навантажень, що перевищують цей показник для решти полімерів.

**Ключові слова:** тимчасові незнімні протези, полімерні матеріали, акустична емісія, міцність та типи руйнування.

УДК 616.379-008.64:616.36.369

### **ХАРАКТЕРИСТИКИ ПРОЧНОСТІ І ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТИПОВ РАЗРУШЕНИЯ ПОЛИМЕРНЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ВРЕМЕННОГО НЕСЪЕМНОГО ПРОТЕЗИРОВАНИЯ МЕТОДОМ АКУСТИЧЕСКОЙ ЭМИССИИ**

**В. Ф. Макеев, В. Р. Скальский, А. С. Кырманов**

**Резюме.** Временные протезы, на период изготовления постоянной конструкции, защищают зубы и их пульпу после препарирования, выполняют эстетическую и фонетическую функции – предупреждают перемещение зубов благодаря восстановлению утраченных межокклюзионных и межзубных контактов, нормализуют состояние тканей маргинального пародонта и предотвращают «надвигающейся» десны на уступ в случае под десневого препарирования. Однако, недостаточная прочность пластмасс, используемых для изготовления временных коронок и мостовидных протезов, часто становится причиной изломов конструкции в процессе эксплуатации.

Целью исследования явилась оценка прочностных характеристик и типов разрушения полимеров для временного протезирования по результатам сигналов акустической эмиссии при квазистатическом растяжении пластинчатых образцов из провизорных материалов Protemp™ 4 (3M ESPE, США), Akrodent (АО СТОМА, Украина), Structur 2SC (VOCO, Германия), Tempron 1-1PKG (GC, Япония), Ceramill PMMA (AmannGirrbach, Австрия).

На основе проведенного анализа диаграмм разрушения, микроструктуры поверхности материалов и значений критеріального показателя типов разрушения “к” можно утверждать, что все стоматологические полимеры, которые использованы в экспериментах, разрушаются квазихрупко. Прочным является материал Protemp™ 4, а хрупким можно считать – Structur 2SC. Полимер Ceramill PMMA имеет наименьшую прочность, но начинает разрушаться при нагрузках, превышающих этот показатель для остальных полимеров.

**Ключевые слова:** временные несъемные протезы, полимерные материалы, акустическая эмиссия, прочность и типы разрушения.

UDC 616.379-008.64:616.36.369

### **Strength Characteristics and Determine the Types of Fracture of Polymeric Materials for Temporary Fixed Prosthetics Acoustic Emission Method**

**Makeyev V. F., Skalskyi V. R., Kyrmanov O. S.**

**Abstract.** Among the most controversial aspects of the clinical use of fixed-piece construction is the issue of temporary prosthetics. Temporary prosthesis – intermediate phase that provides protection, stabilization and function of the

teeth-jaw system until the permanent fixation of the prosthesis and is a mandatory step in manufactured fixed structures. Temporary prosthesis for a period of constant production design, protect teeth and pulp after preparation, perform aesthetic and phonetic features – prevent movement of the teeth due to restoration of lost between occlusal and interdental contacts normalize marginal periodontal tissue condition and prevent the “thrust” of gum on a ledge in the case under gingival preparation.

Unfortunately, today, the International standardizing Organization (ISO) standards not specifically a group of cold polymerization of plastics, which are used to make temporary fixed prostheses. Until now, these materials include dental appointment to a common group of plastics. That is why there is a significant difference in the methods of investigation of plastic for temporary dentures and there are some difficulties in comparing the physical properties of plastics. These physical and mechanical properties of plastics for temporary prosthesis critical clinical importance are their strength and hardness.

*The aim of research* – to assess the characteristics of strength and fracture types of polymers for temporary prosthesis according to the results of acoustic emission signals during the quasi-static tensile laminar samples. AE method enables to identify different mechanisms of fracture in structural materials (polymeric, composite), and their temporal localization provides wavelet transform (EP) AE signals.

Implementation research methodology performed using the quasi-static fracture during tensile specimens with polymer materials provisionally ProtempTM 4 (3M ESPE, USA), Akrodent (AO STOMA, Ukraine), Structur 2SC (VOCO, Germany), Tempron 1 -1PKG (GC, Japan), Ceramill PMMA (AmannGirrbach, Austria). According to the criterion of identifying types of fracture of structural materials according to the NPP in the early stages of most polymers (Tempron, Akrodent, Protemp, Ceramill) generated AE signals corresponding to the viscous- brittle fracture ( $0,1 \leq \kappa < 0,2$ ). The article originally appeared Structur AE signals that correspond to ductile fracture ( $\kappa < 0,1$ ), and the subsequent load is dominated by brittle mechanisms, as evidenced by the strong performance criterion parameter corresponding AE signals ( $\kappa > 0,5$ ). AE signals the emergence of alternate high and low values of parameter « $\kappa$ » (see table). Could be interpreted as an alternation macro-cracking material to form plastic zones before “macro-crack” respectively.

Based on the analysis of diagrams destruction, surface microstructure of materials and value of criterion parameter types of destruction « $\kappa$ » can be argued that all dental polymers used in the experiments are destroyed “quasi-brittle”. The strongest material is ProtempTM 4, and can be considered the most fragile – Structur 2SC. Ceramill PMMA polymer has the lowest strength, but begins to break down under load exceeding the figure for the rest of the polymers.

**Keywords:** temporary non-removable dentures, polymeric materials, acoustic emission, and strength types of fracture.

*Рецензент – проф. Новіков В. М.*

*Стаття надійшла 10. 06. 2014 р.*