

DOI 10.29254/2077-4214-2019-1-1-148-225-232

УДК 616.314-089.29-633-085.462-073.432.1

¹Макеев В. Ф., ²Скальський В. Р., ¹Гуньовський Я. Р.

ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА МІЦНОСТІ ПОЛІМЕРНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ БАЗИСІВ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ ЗА РЕЗУЛЬТАТАМИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ НА РОЗТЯГ МЕТОДОМ АКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ

¹Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького (м. Львів)

²Фізико-механічний інститут ім. Г. В. Карпенка НАН України (м. Львів)

romanagun@ukr.net

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами. Дана робота є фрагментом науково-дослідної теми кафедри ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького «Розробка та удосконалення клінічних та технологічних заходів комплексного лікування хворих з дефектами і деформаціями зубощелепної системи» (державна реєстрація 0109U000017).

Вступ. Основними матеріалами, які використовують для виготовлення базисів протезів, є похідні акрилової та метакрилової пластмаси, частка яких у всіх видах знімних конструкцій складає 91...98 %. Серед низки недоліків таких пластмас є великий коефіцієнт термічного розширення, невелика твердість та опір стисканню, недостатня міцність протезів та великі внутрішні напруження, внаслідок чого можуть виникати тріщини навіть за незначного навантаження [1]. Зокрема, переломи протезів досягають 15 % у перший рік користування, поломки базисів складають 35...49 % від загальної кількості встановлених. Тривалість користування знімними протезами до першої поломки складає у середньому 0,5–1,4 року [2,3].

Зазвичай полімеризацію акрилових полімерів здійснюють вологим способом. Водночас досягти кращих показників пластмасових зразків можна за допомогою сухої полімеризації – у термостатах чи сухожарових шафах [4,5]. Відомі результати застосування двостадійної полімеризації, яка полягає у направленій та подальшій полімеризації в сухожаровій шафі. Зазначимо, що повільне охолодження готового протеза має значення для забезпечення стадії релаксації полімерних ланцюгів і запобігання виникнення внутрішніх напружень [6]. Досліджували вплив різних способів полімеризації (у водяній бані, мікрохвильової полімеризації, під дією тиску) на ударну в'язкість акрилових полімерів [7], тривалості полімеризації – міцність на згин поліметилметакрилатів SR Triplex Hot, Probase Hot and SR Ivocar High Impact [8]. Комплексне дослідження залежності міцності на згин протезів з акрилових полімерів від типу полімеру, співвідношення рідини й мономеру, часу полімеризації, технології виготовлення виконали у праці [9]. Автори праці [10] вивчали термомеханічні властивості зразків базисного стоматологічного полімеру Фторакс, виготовлених за різних співвідношень компонент (порошок/рідина) до і після взаємодії з відмивними розчинами різного складу.

Зазначається, що під час роботи з акриловими пластмасами навіть незначне порушення вимог на будь-якому технологічному етапі спричиняє зниження міцнісних і біологічних властивостей готової конструкції (пористість, деформації, рівень залишкового мономера та ін.) [4,6,7,11].

Для поліпшення фізико-механічних показників (міцності на згин, ударної в'язкості тощо) характеристик акрилових пластмас широко застосовують їх армування різними типами волокон та наповнювачами [12,13]. Зокрема, відомі дослідження механічних характеристик полімерів до та після їх армування скло-, арамідними та нейлоновими волокнами [14-23]. Для підвищення біосумісності акрилових полімерів та одночасно їх зміцнення використовують різноманітні наповнювачі. Наприклад, вивчали вплив на ударну в'язкість руйнування додавання до акрилатів нітрилкаучуку та керамічного наповнювачів [24]; стійкість до руйнування базисних акрилових стоматологічних матеріалів, армованих різною концентрацією (0%, 0,5%, 1%, 10%) наноаповнювача [25]; міцнісні характеристики та біосумісність акрилату, модифікованого дітетра-гідрофурфурил ітаконатом [26].

У праці [27] досліджували вплив води та штучної слини на механічні властивості акрилових матеріалів базисних протезів (Trevalon, Trevalon HI, De Trey SOS, Triad). Зміну міцності на зсув внаслідок хімічної та механічної обробки поверхні матеріалів (Veracril, QC-20, Selecta Plus, Total sum) вивчали у праці [28], вплив хімічного очищення на твердість різних типів полімерів (пластмаси холодної (GC unifast cold-cured PMMA) та гарячої (Major heat-cured PMMA) полімеризації, Acrilato Deflex Thermo Injected Acrylic, Vertex Castavaria, Ivobase Hybrid PMMA, Ivobase High impact PMMA copolymer) – у праці [29].

У літературі також відомі результати досліджень як термопластів на різних основах, так і їх порівняння з акриловими базисними матеріалами. Наприклад, механічні властивості термопластів Valplast, Lucitone FRS, EstheShot, Reigning, Acron (PMMA) досліджували у праці [30]; стійкість до зносу шести модифікацій термопластів – у праці [31]. Порівняння фізико-механічних параметрів різних типів термопластів (Valplast, Lucitone ERS, Flexite supreme, Reigning, Jet Garbo Resin, Esthe Shot, Acron) виконали у праці [32]. У праці [33] вивчали залежність об'ємної стабільності протезів від типу базисного матеріалу (Meliodent, Vertex ThermoSens, BEGO metal denture base) та зміни температури ротової порожнини. Фізико-механічні властивості нейлонової (Valpast), поліфос-

мальдегідної (Dental-D), поліуретанової (Денталур) та акрилової (СтомАкрил) базисних пластмас порівнювали у праці [34]. Порівняльні лабораторні дослідження міцності та модуля пружності під час згину та циклювання базисних матеріалів (акриловий Асгу F711 та поліамідний Flexi N512 термопласти, акриловий полімер Фторакс) виконали у праці [35]. У праці [36] порівнювали модуль пружності під час розтягу та згину різних типів (акрилових та термопластів) базисних матеріалів (Dental-D, T.S.M. Acetal Dental, Valplast, Flexi-Nylon, Ліпол, Фторакс). Сорбцію води та міцність на згин термопласту (Thermoplastic) та акрилової пластмаси гарячої полімеризації Meliodent досліджували у праці [37]. Міцність на згин та ударну в'язкість акрилату Acrostone та термопласту Vertex Thermosens порівнювали у праці [38].

Отже, розробки, спрямовані на вдосконалення матеріалів для базисів зубних протезів, призвели до створення нових матеріалів, розширену класифікацію яких містить, зокрема, міжнародний стандарт ISO 1567-1999. Незалежно від типу базисних матеріалів певні вимоги, зумовлені призначенням, ставлять до їхніх фізико-механічних властивостей. Сучасні стандарти базисних матеріалів на полімерній основі мають такі основні норми для показників, що характеризують якість акрилових матеріалів гарячої полімеризації: міцність на згин більше 65 МПа, модуль пружності під час згину більше 2000 МПа, водопоглинання менше 30 мг/мм³. Базисний матеріал не повинен містити більше 2% мас. залишкових мономерів, повинен добре з'єднуватись зі зубами, не мати видимих пор.

Сучасні тенденції досліджень, щодо виготовлення знімних пластинкових протезів, спрямовані на розробку нових та модернізацію існуючих конструкційних матеріалів і технологій, відповідно спектр можливостей ортопедичного лікування постійно розширюється. Адже широкий вибір матеріалів дає можливість лікарю при наданні ортопедичної стоматологічної допомоги здійснювати їх індивідуальний підбір. Інтенсивність наукових досліджень в галузі нових базисних полімерних матеріалів свідчить як про важливість, так і про складність створення високоміцного, зручного, дешевого матеріалу для стоматології без значних змін технологічних засобів.

Метою дослідження є порівняльна оцінка міцності матеріалів для базисів знімних протезів за результатами експериментальних досліджень на розтяг методом акустичної емісії.

Об'єкт і методи дослідження. Міцнісні характеристики вивчали шляхом реалізації досліджень з використанням руйнування під час квазістатичного розтягу зразків із матеріалів Фторакс (АО СТОМА, Україна) акриловий співполімер гарячої полімеризації; Villacryl H Plus (Zhermack, Італія) акриловий полімер гарячої полімеризації; Vertex ThermoSens (Vertex Dental, Нідерланди) безмономерна пластмаса інжекторного типу. Розміри полімерних зразків показано на **рис. 1**.

Експериментальні випробування зразків на міцність проводили на установці СВР- 5, яка призначена для лабораторних досліджень міцності і статичної тріщиностійкості матеріалів і завдяки своїм конструкційним особливостям дозволяє застосовувати під

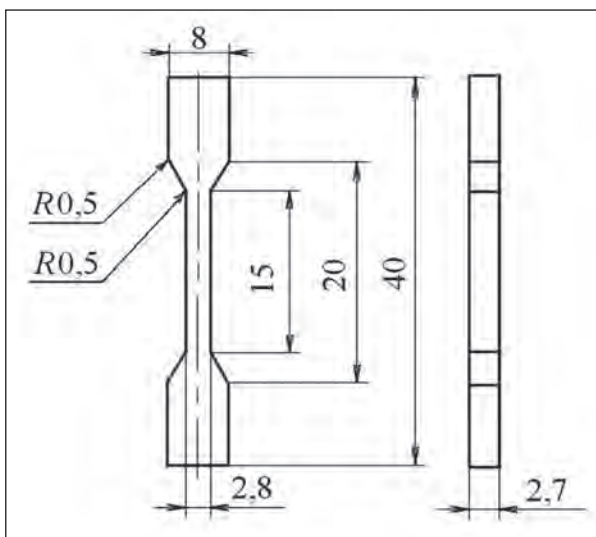


Рис. 1. Геометрія полімерних зразків.

час їх проведення дослідження методом акустичної емісії (АЕ).

Зразки розтягали з швидкістю навантаження 4×10^{-7} м/с (**рис. 2**).

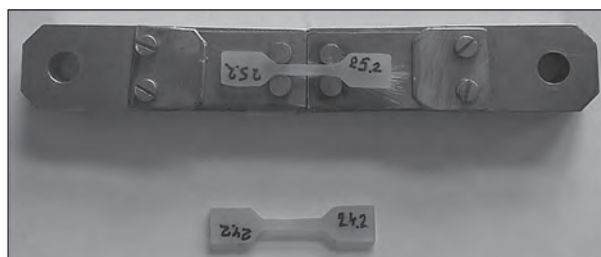


Рис. 2. Вигляд устаткованого в пристосування зразка для експериментів на розтяг.

Одночасно здійснювали запис АЕ-інформації за допомогою системи SKOP-8M, використавши два вимірювальні АЕ-канали і здійснивши відповідні налаштування: тривалість вибірки становила 0,5 мс; період дискретизації аналогового сигналу – 0,25 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 постпрацювання будували діаграми розтягу і розподіл амплітуд та НВП зареєстрованих сигналів АЕ.

Мікроструктуру матеріалів досліджували за допомогою металографічного мікроскопа METAM PB-21 (**рис. 3**).

В експериментах використані метрологічно перевірені засоби вимірювань та навантажувальні пристрої, а також зразки стоматологічних полімерів, які виготовлено згідно вимог регламентних документів: ГОСТ 1497–84 та ГОСТ 25.506–85.

Визначали значення та стандартні відхилення напруження початку σ_f (за появою сигналів АЕ) та повного руйнування σ_{ff} айбільшого напруження σ_B та відносного видовження δ під навантаженням розтягу (**табл. 1**). Усі дані статистично аналізували за до-



Рис. 3. Загальний вигляд металографічного мікроскопа METAM PB-21.

помогою пакету ANOVA. Для виявлення статистично однорідних підмножин використали порівняльний критерій Тьюкі ($\alpha = 0,05$).

Результати дослідження та їх обговорення. На рис. 4 зображено типові діаграми розтягу базисних пластмас. З їх аналізу матеріал Фторакс руйнується крихко, Villacryl – пружно-пластично, а Vertex ThermoSens характеризується значною в'язкістю під час розтягу. Як результат, відносне видовження всіх матеріалів значно відрізняється ($p < 0,01$): Фторакс ($4,17 \pm 0,44$), Villacryl ($15 \pm 1,15$), Vertex ThermoSens ($42,33 \pm 1,45$). Найбільше відносне видовження мав термопласт Vertex ThermoSens.

На рис. 5 зображено для порівняння фото зразків цього матеріалу перед початком експерименту та зруйнованого, що добре ілюструє отримані результати. Також із рис. 4 бачимо, що час до повного руй-

Таблиця 1.
Значення та стандартні відхилення (ств) механічних характеристик матеріалів базисів протезів за розтягу ($p < 0,05$)

Матеріал	σ	$\delta, \%$ знач. (\pm ств)	σ_{pp} МПа знач. (\pm ств)	σ_{pp} МПа знач. (\pm ств)
Фторакс	71,33 ($\pm 11,26$)	4,17 ($\pm 0,44$)	28 ($\pm 7,57$)	71,33 ($\pm 11,26$)
Villacryl	78 ($\pm 2,88$)	15 ($\pm 1,15$)	34 ($\pm 3,6$)	73,33 ($\pm 3,05$)
Vertex ThermoSens	73,33 ($\pm 8,82$)	42,33 ($\pm 1,45$)	42,66 ($\pm 6,36$)	43,33 ($\pm 14,53$)

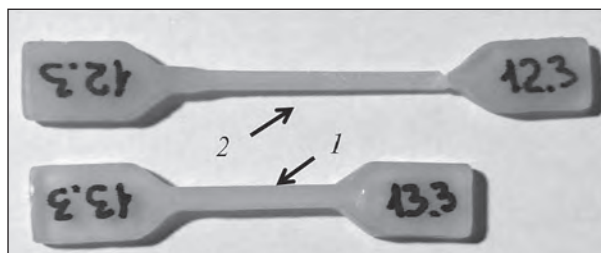


Рис. 5. Вигляд зразків Vertex ThermoSens: 1 – зразок до експерименту; 2 – зруйнований зразок.

нування зразків із Vertex ThermoSens (3600 с) значно перевищує такий для матеріалів Фторакс (220 с) та Villacryl (280 с).

За даними табл. 1 для межі міцності σ_b матеріали розташувались у такому порядку: Фторакс (71,33 кН) < Vertex ThermoSens (73,33 кН) < Villacryl (78,88 кН). Аналогічну тенденцію спостерігаємо і для напружень початку руйнування σ_{if} , коли система реєструвала перші сигнали АЕ під час розтягу зразків: Фторакс (28 кН) < Villacryl (34 кН) < Vertex ThermoSens (42,66 кН). У випадку ж напружень остаточного руйнування σ_{ff} то отримали такий порядок матеріалів: Vertex ThermoSens (43,33 кН) < Фторакс (71,33 кН) < Villacryl (73,33 кН). За критерієм Тьюкі статистично різниця між значеннями визначених параметрів для всіх матеріалів незначна ($p > 0,05$).

Отже, хоча межа міцності термопласту Vertex ThermoSens виявилася не найбільшою, але для її досягнення потрібно у 4...4,5 рази більше часу, ніж для матеріалів Фторакс та Villacryl. Також руйнування у термопласті розпочинається за найвищих напружень, порівнюючи з іншими матеріалами. Тому із позиції забезпечення більшої тривалості експлуатації зубного протеза можна говорити про найефективніше використання саме цього базисного матеріалу. За дослідженими

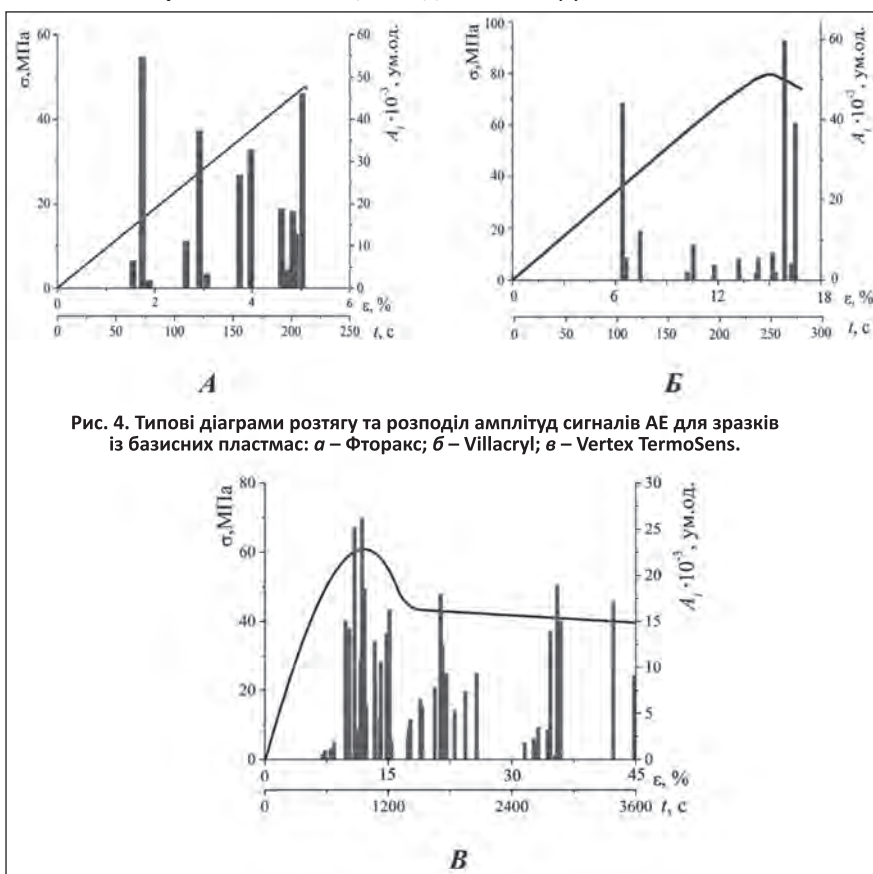


Рис. 4. Типові діаграми розтягу та розподіл амплітуд сигналів АЕ для зразків із базисних пластмас: а – Фторакс; б – Villacryl; в – Vertex ThermoSens.

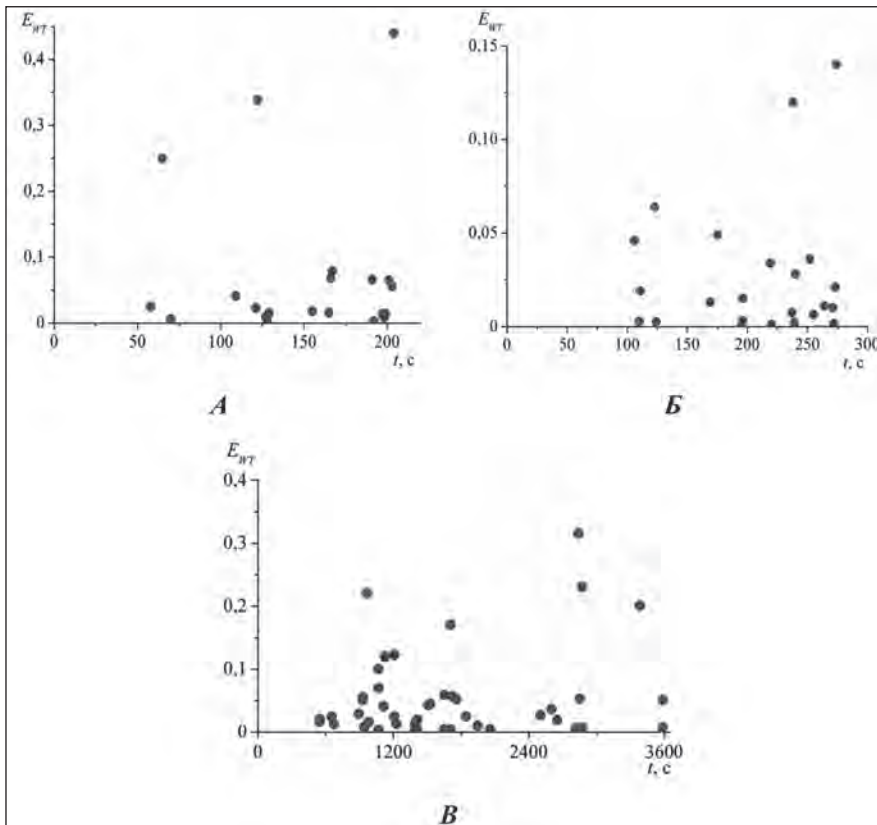


Рис. 6. Типові розподіли у часі сигналів АЕ за енергетичним параметром під час розтягу зразків із базисних пластмас: а – Фторакс; б – Villacryl; в – Vertex ThermoSens.

параметрами найгіршим виявився матеріал Фторакс, Villacryl займає проміжне місце.

Аналіз крихкості руйнування стоматологічних пластмас за енергетичним критерієм ідентифікування типів руйнування виявив наступне.

Для вивчення динаміки руйнування стоматологічних пластмас сигнали АЕ, які реєстрували під час розтягу зразків, аналізували за енергетичним параметром E_{WT} . На рис. 6 зображено типовий розподіл сигналів АЕ за енергетичним параметром протягом всього експерименту на розтягу.

Із рис. 6 бачимо, що протягом усього часу навантаження зразків генерувались сигнали АЕ з більшими та меншими значеннями енергетичного показника E_{WT} . Після низки низькоенергетичних сигналів з'являлись такі, що мали більшу енергію. Згідно з

критерієм ідентифікування типів руйнування (п. 5 наведеного вище алгоритму) відбувалось чергування в'язкого, в'язко-крихкого та крихкого типів. Тобто після пластичної деформації утворювались мікротріщини, які під дією подальшого навантаження поступово зливаючись утворювали макротріщину.

На рис. 7 зображено типові сигнали АЕ, які супроводжували в'язке та в'язко-крихке руйнування стоматологічних пластмас. Особливістю їх НВП є наявність у короткому проміжку часу декількох локальних максимумів вейвлет-коефіцієнтів. Це може означати швидкий розвиток часі різних актів руйнування, які за значеннями критеріального параметра відповідають в'язкому, в'язко-крихкому або крихкому типу.

У табл. 2 подано діапазони числових значень енергетичного параметра для різних типів руйнування у стоматологічних пластмасах.

Для матеріалу Фторакс значення енергетичного показника для всіх типів руйнування більші, ніж для Villacryl, що свідчить про більшу крихкість його руйнування. Цей висновок підтверджує відмінність у характері діаграм розтягу цих матеріалів на рис. 4. Особливістю сигналів АЕ під час руйнування термопласту Vertex ThermoSens є більші значення енергетичного показника сигналів, що характеризують в'язко-крихке руйнування порівняно з іншими пластмасами, а для сигналів, що відповідають крихкому руйнуванню, діапазон зміни енергетичного показника сумірний із таким для матеріалу Фторакс. Отже, можна припустити, що під час розтягу термопласту, незважаючи на в'язкий характер діаграми розтягу, відбувалось високоенергетичне в'язко-крихке та крихке руйнування.

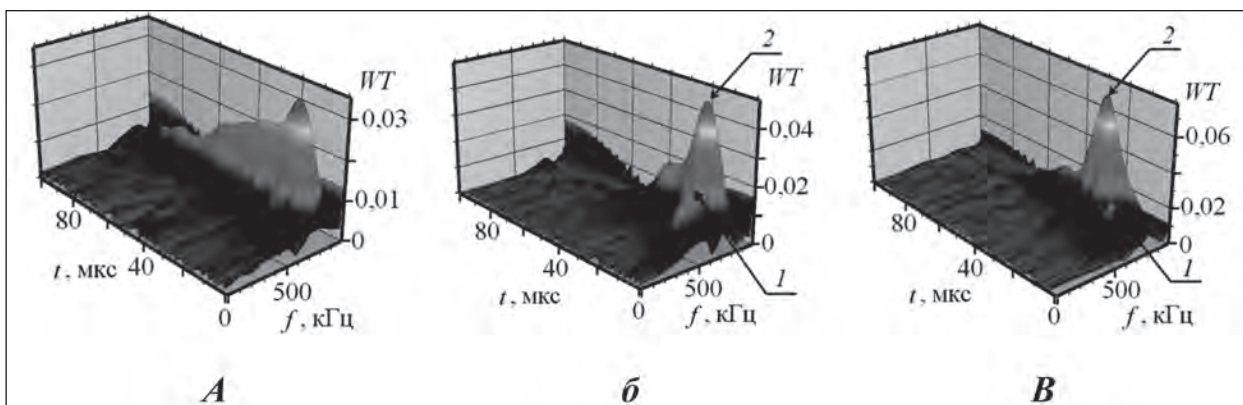


Рис. 7. НВП типових сигналів АЕ, які характеризують різні типи руйнування, що протікали під час розтягу у зразках із різних пластмас: а – Фторакс (в'язко-крихке руйнування); б – Villacryl (1 – в'язке, 2 – в'язко-крихке); в – Vertex ThermoSens (1 – в'язке, 2 – в'язко-крихке).

Діапазони значень критеріального параметра для стоматологічних пластмас

Назва пластмаси	Тип руйнування		
	в'язке	в'язко-крихке	крихке
Фторакс	$0,0028 \leq E_{WT} \leq 0,008$	$0,01 \leq E_{WT} \leq 0,056$	$0,1 \leq E_{WT} \leq 0,04$
Villacryl	$0,003 \leq E_{WT} \leq 0,007$	$0,01 \leq E_{WT} \leq 0,046$	$0,1 \leq E_{WT} \leq 0,02$
Vertex ThermoSens	$0,002 \leq E_{WT} \leq 0,0098$	$0,012 \leq E_{WT} \leq 0,07$	$0,1 \leq E_{WT} \leq 0,35$

На рис. 8 подано розподіл кількості сигналів АЕ, що характеризують кожний тип руйнування, у відсотках від загальної кількості зареєстрованих. Бачимо, що під час розтягу стоматологічних пластмас переважає в'язко-крихкий тип руйнування, що свідчить про поширення під навантаженням у матеріалах мікротріщин різного розміру.

Для розуміння природи процесів руйнування, які відбуваються під дією навантаження у стоматологічних пластмасах, вивчали фрактограми їх зламів. Із рис. 9 видно, що злами матеріалів Фторакс та Villacryl складаються з великої кількості квазівідкольних фасеток, причому у пластмасі Фторакс вони дещо більших розмірів.

Це свідчить про переважаючий в'язко-крихкий та крихкий механізми руйнування цих матеріалів, а більші розміри фасеток у матеріалі Фторакс підтверджують те, що під час його руйнування під навантаженням розтягу генерувались сигнали АЕ з більшою енергією, ніж у матеріалі Villacryl.

Цікавим виявився злам матеріалу Vertex ThermoSens (рис. 10). На фото рис. 10, б, в, г добре видно крихкі сколи великих розмірів, що підтверджує правильність зроблених висновків на основі аналізу енергетичних параметрів сигналів АЕ. Хоча

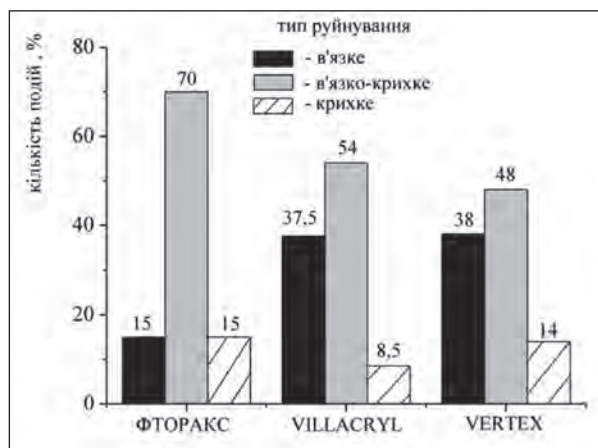
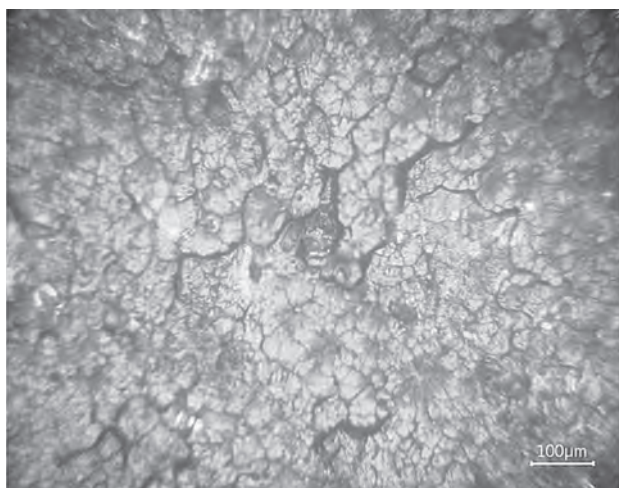
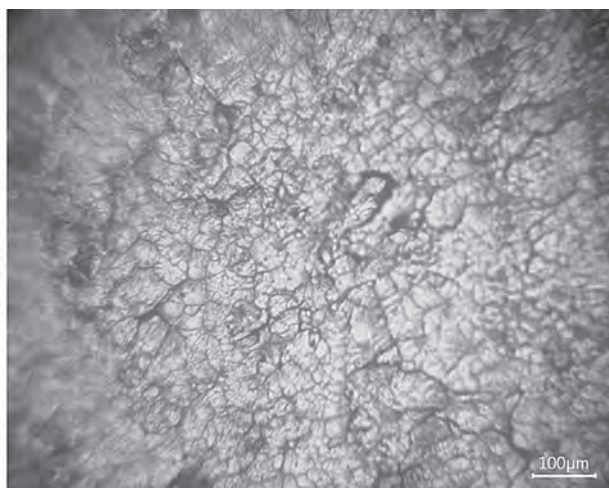


Рис. 8. Розподіл локальних імпульсів, які відповідають різним типам руйнування стоматологічних базисних полімерів.



А



Б

Рис. 9. Фрактограми зламів зразків зі стоматологічних пластмас після експериментів на розтяг: а – Фторакс; б – Villacryl.

матеріал під час розтягу зазнав значного видовження, під час його крихкого руйнування генерувались високоенергетичні сигнали АЕ, які супроводжували утворення таких крихких сколів.

Отже, за результатами експериментів на розтяг стоматологічних пластмас можна зробити наступні висновки:

- матеріал Фторакс руйнується крихко, Villacryl – пружно-пластично, а Vertex ThermoSens характеризується значною в'язкістю;
- за міцнісними характеристиками (межа міцності, відносне видовження, напруження початку та повного руйнування) стоматологічні пластмаси розташувались у такому порядку (від найкращої): Vertex ThermoSens, Villacryl, Фторакс;
- за аналізом енергетичного показника НВП сигналів АЕ упродовж усього часу навантаження зразків

відбувалось чергування в'язкого, в'язко-крихкого та крихкого типів руйнування;

для матеріалу Фторакс значення енергетичного показника для всіх типів руйнування більші, ніж для Villacryl, що свідчить про більшу крихкість його руйнування. Цей висновок підтверджує відмінність у характері діаграм розтягу цих матеріалів;

особливістю сигналів АЕ під час руйнування термопласту Vertex ThermoSens є більші значення енергетичного показника сигналів, що характеризують в'язко-крихке руйнування порівняно з іншими пластмасами, а для сигналів, що відповідають крихкому руйнуванню, діапазон зміни енергетичного показника сумірний із таким для матеріалу Фторакс. Отже, можна припустити, що під час розтягу термопласту, незважаючи на в'язкий характер діаграми розтягу, відбувалось високоенергетичне в'язко-крихке та

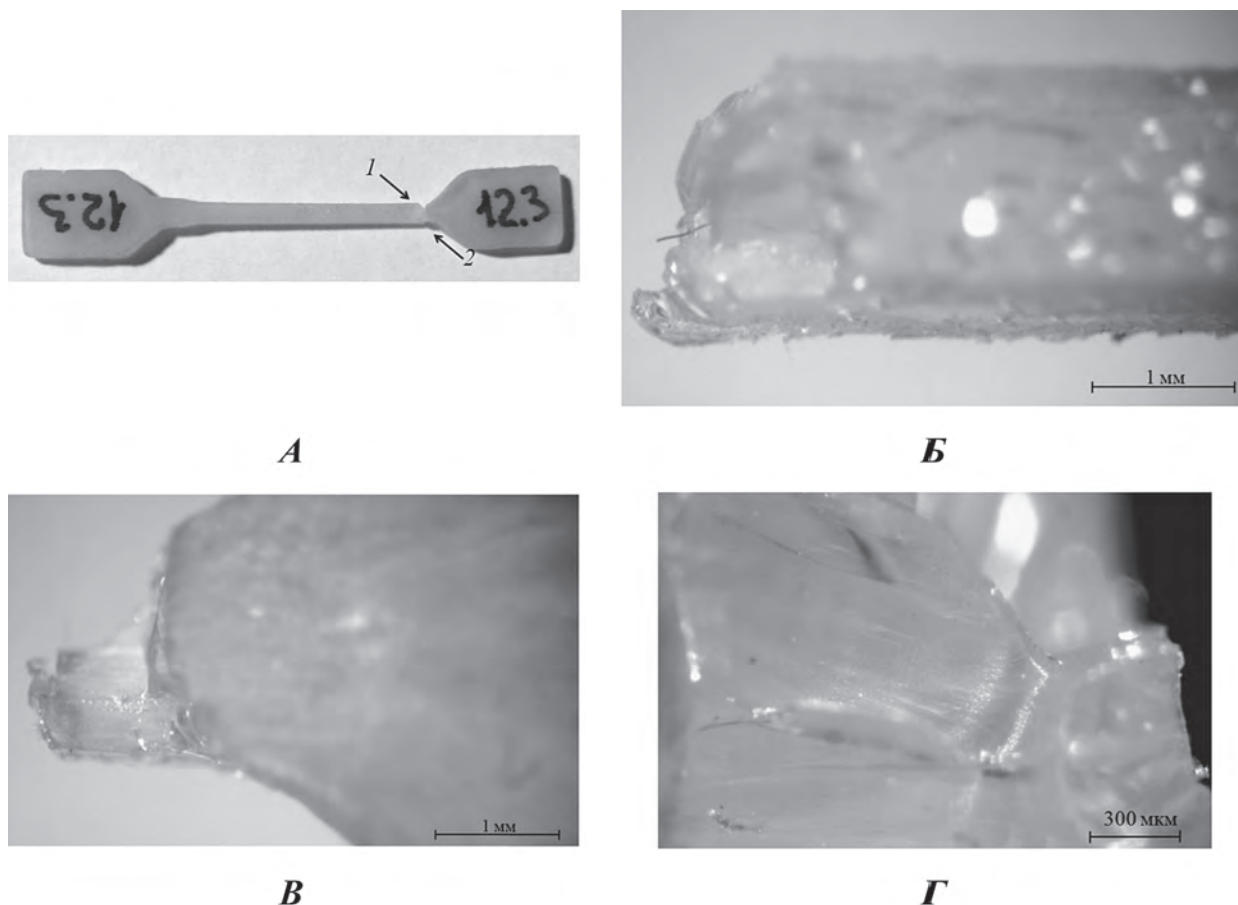


Рис. 10. Фото зруйнованого зразка з термопласту Vertex TermoSens: а – загальний вигляд; б – торець частини 1 зразка (на рис. а); в, г – торець частини 2 зразка (на рис. а) за різного збільшення.

крихке руйнування. Це припущення підтверджено аналізом зламів зразків;

- під час розтягу стоматологічних пластмас переважає в'язко-крихкий тип руйнування, що свідчить про поширення під навантаженням у матеріалах мікротріщин різного розміру.

Перспективи подальших досліджень Зацікавленість становить визначення характеристик тріщиностійкості (в'язкості руйнування) досліджуваних стоматологічних пластмас, що буде наступним кроком наших досліджень.

Література

1. Klepach MM. Pro nedoskonalist' fizyko-mekhanichnykh vlastyvoستي akrylovykh plastmas, shcho zastosovuiet'sya dlya vyhotovlennya znimnykh proteziv. Svit medytsyny ta biolohii. 2011;3:152-4. [in Ukrainian].
2. Chuchulska B, Yankov S, Hristov I, Aleksandrov S. Thermoplast materials in the dental practice: a review. International Journal of Science and Research. 2017;6(12). Available from: https://www.researchgate.net/publication/322209185_Thermoplastic_Materials_in_the_Dental_Practice_A_Review
3. Sylenko BYu, Dvornik VN. Fizyko-khimichni vlastyvoستي bazysnoi plastmasy z modyfikovanoiu poverkhneiu. Aktual'ni problemy suchasnoi medytsyny. 2017;3(59):242-24. [in Ukrainian].
4. Paliichuk IV. Vplyv tekhnolohichnykh ta laboratornykh etapiv na yakist' vyhotovlennya znimnykh plastynochnykh proteziv iz akrylovykh plastmas. Galyth'kyi likars'kyi visnyk. 1997;4(2):57-9. [in Ukrainian].
5. Rozhko MM. Kliniko-eksperimental'ne obgruntuvannya novykh metodiv likuvannya znimnykh konstruktsiyam zubnykh proteziv [dysertatsiya]. Ivano-Frankiv'sk, 1993. 322 s. [in Ukrainian].
6. Kindii DD, Korol' MF, Yarkovyi VV. Sravnitel'naya kharakteristika polimerizatsyi bazisnykh plastmass. Osnovni stomatolohichni zakhvoriuvannya: mater. dop. Vseukrains'koi nauk. prak. konf. likariv-stomatolohiv. Poltava, 1996. s. 210-1. [in Russian].
7. Jadhav R, Bhide SV, Prabhudesai PS. Assessment of the impact strength of the denture base resin polymerized by various processing techniques. Indian Journal of Dental Research. 2013;24(1):19-25.
8. Kanchanasita W, Jongtamgipiti T, Wonglamsam A, Nagaviroj N. Flexural strength of three denture base materials in different curing procedures. M. Dent. J. 2017;37(3):273-80.
9. Nejatian T, Sefat F, Johnson T. Impact of packing and processing technique on mechanical properties of acrylic denture base materials. Materials. 2015;8:2093-109. DOI: 10.3390/ma8052093
10. Belokonova NA, Kostrov YaV, Zholudev SE. Vliyanie sostava bazisnykh stomatolohicheskikh polimerov na ikh termomekhanicheskiye svoystva i ustoychivost' k vneshnim sredam. Uspekhi sovremennogo estestvoznaniya. 2016;5:9-13. [in Russian].
11. Strelkovsyyi KM, Vlasenko AZ, Filipchik YS. Zubotekhnichne materialoznavstvo. K.: Zdorov'ya; 2004. s. 92-132. [in Ukrainian].
12. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. J. Oral. Rehabil. 1999;26:185-94.
13. Gad MM, Fouda SM, Al-Harbi FA. PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. International Journal of Nanomedicine. 2017;12:3801-12.
14. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. J. Prosthet. Dent. 2001;86:424-7.

15. Waltimo T, Tanner J, Vallittu P. Adherence of *Candida Albicans* to the surface of polymethylmethacrylate glass fiber composite used in dentures. *Int. J. Prosthodont.* 1999;12(1):83-6.
16. Yoshida K, Takahashi Y, Shimizu H. Effect of embedded metal reinforcements and their location on the fracture resistance of acrylic resin complete dentures. *J. Prosthodont.* 2011;20(5):366-71.
17. Hatamleh MM, Maryan CJ, Silikas N. Effect of net fiber reinforcement surface treatment on soft denture liner retention and longevity. *J. Prosthodont.* 2010;19(4):258-62.
18. Marei MK. Reinforcement of denture base resin with glass fillers. *J. Prosthodont.* 1999;8(1):18-26.
19. Zortuk M, Kilic K, Uzun G. The effect of different fiber concentrations on the surface roughness of provisional crown and fixed partial denture resin. *Eur. J. Dent.* 2008;2(3):185-90.
20. Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J. Prosthet. Dent.* 1999;81(5):616-20.
21. Takahashi Y, Yoshida K, Shimizu H. Effect of location of glass fiber-reinforced composite reinforcement on the flexural properties of a maxillary complete denture in vitro. *Acta Odontol. Scand.* 2011;69(4):215-21.
22. Ryakhovskii AN, Gryazeva NA. Metod ukrepleniya bazisov s'emnykh plastinovykh protezov setkoi iz armidnykh nitei i klinicheskaya othenka ego effektivnosti. *Institut stomatologii.* 2002;2:28-9. [in Russian].
23. Flis PS, Bannykh TM. Tekhnika vyhotovlennya znimnykh proteziv. K.: Medysyna; 2008. 255 s. [in Ukrainian].
24. Alhareb AO, Akil H. Md, Ahmad ZA. PMMA denture base composites reinforced by nitrile rubber and ceramic fillers. *Polymers & Polymer Composites.* 2016;24(1):71-80.
25. Alapati S, Hamza T, Wee AG. The fracture toughness of denture base material reinforced with different concentrations of POSS. *Journal of macromolecular science. Part A: Pure and Applied Chemistry.* 2004;A41(8):897-906.
26. Spasojević P, Panić V, Šešlija S. Poly(methyl methacrylate) denture base materials modified with ditetrahydrofurfuryl itaconate: Significant applicative properties. *J. Serb. Chem. Soc.* 2015;80(9):1177-92.
27. Al-Mulla MAS, Murphy WM, Huggett R. Effect of water and artificial saliva on mechanical properties of some denture-base materials. *Dental Materials.* 1989;5:399-402.
28. Memarian M, Shayestehmajd M. The effect of chemical and mechanical treatment of the denture base resin surface on the shear bond strength of denture repairs. *Rev. Clin. Pesq. Odontol.* 2009;5(1):11-7.
29. Shinawi LA. The effect of denture cleansers on the hardness of denture base resins, polyamides and copolymers. *EC Dental Science.* 2017;10(4):110-9.
30. Hamanaka I, Takahashi Y, Shimizu H. Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontologica Scandinavica.* 2011;69:75-9.
31. Hamanaka I, Iwamoto M, Lassila LVJ. Wear resistance of injection-molded the thermoplastic denture base resins. *Acta Biomater. Odontol. Scand.* 2016;2(1):31-7. DOI: 10.3109/23337931.2015.1135747
32. Takabayashi Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. *Dental Materials Journal.* 2010;29(4):353-61.
33. Arafat KAO. Effect of different denture base materials and changed mouth temperature on dimensional stability of complete dentures. *International Journal of Dentistry.* 2016;4:1-5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1155/2016/7085063>
34. Kovalenko OI. Kliniko-laboratornoye obosnovaniye primeneniya bazisnoi plastmassy na osnove neilona [avtoreferat]. *MGMSU. M.*; 2011. 24 s. [in Russian].
35. Ron OS. Kliniko-laboratornoye i funktsional'noye obosnovaniye primeneniya bazisnykh materialov s'emnykh protezov [avtoreferat]. *RMANPO. M.*; 2017. 27 s. [in Russian].
36. Tregubov ID. Sravnitel'naya kharakteristika bazisnykh materialov pri izgotovlenii shynruiushchikh konstruksii. *Nauchnyi al'manakh.* 2017;3-3(29):372-4. [in Russian].
37. Hemmati MA, Vafee F, Allahbakhshi H. Water sorption and flexural strength of thermoplastic and conventional heat-polymerized acrylic resins. *Tehran University of Medical Sciences.* 2015;12(7):478-84.
38. El-Khodary NM, El-Shabrawy SM, El-Naihoum WA. Laboratory evaluation of newly formulated thermoplastic resin complete denture base materials. *International Journal of Science and Research.* 2016;5(3):1815-21.

ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА МІЦНОСТІ ПОЛІМЕРНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ БАЗИСІВ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ ЗА РЕЗУЛЬТАТАМИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ НА РОЗТЯГ МЕТОДОМ АКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ

Макеєв В. Ф., Скальський В. Р., Гуньовський Я. Р.

Резюме. В даній статті представлено результати дослідження полімерних матеріалів для базисів знімних протезів методом акустичної емісії для визначення міцності і статичної тріщиностійкості, для розуміння природи процесів руйнування, які відбуваються під дією навантаження у стоматологічних пластмасах. Міцнісні характеристики вивчали шляхом реалізації досліджень з використання руйнування під час квазістатичного розтягу зразків із матеріалів Фторакс (АО СТОМА, Україна) акриловий співполімер гарячої полімеризації; Villacryl H Plus (Zhermack, Італія) акриловий полімер гарячої полімеризації; Vertex ThermoSens (Vertex Dental, Нідерланди) безмономерна пластмаса інжекторного типу.

Ключові слова: акустична емісія, акрилові пластмаси, термопласти.

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА ПРОЧНОСТИ ПОЛИМЕРНЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ БАЗИСОВ СЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ ПО РЕЗУЛЬТАТАМ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ НА РАСТЯЖЕНИЕ МЕТОДОМ АКУСТИЧЕСКОЙ ЭМИССИИ

Макеєв В. Ф., Скальський В. Р., Гуневський Я. Р.

Резюме. В данной статье представлены результаты исследования полимерных материалов для базисов съемных протезов методом акустической эмиссии для определения прочности и статической трещиностойкости, для понимания природы процессов разрушения, происходящие под действием нагрузки в стоматологических пластмассах. Прочностные характеристики изучали путем реализации исследований по использованию разрушения во время квазистатического растяжения образцов с материалов Фторакс (АО СТОМА, Украина) акриловый сополимер горячей полимеризации; Villacryl H Plus (Zhermack, Италия) акриловый полимер горячей полимеризации; Vertex ThermoSens (Vertex Dental, Нидерланды) безмономерная пластмасса инжекторного типа.

Ключевые слова: акустическая эмиссия, акриловые пластмассы, термопласты.

COMPARATIVE EVALUATION OF POLYMERIC MATERIALS FOR THE REMOVABLE DENTURES BASIS BY THE RESULTS OF EXPERIMENTAL STUDIES ON TENSILE OF ACOUSTIC EMISSION METHOD

Makeev V. F., Skalskyi V. R., Hunovskyi Ya. R.

Abstract. This article presents the results of the study of polymeric materials for the removable dentures basis of acoustic emission method to determine the strength and static crack resistance, to understand the nature of the processes of destruction, which occur under the action of a load in dental plastic. Strength characteristics were studied through research on the use of fracture during quasi-static tensile of samples from Ftoraks materials (JSC "CTOMA", Ukraine) acrylic copolymer of hot polymerization; Villacryl H Plus (Zhermack, Italy) acrylic copolymer of hot polymerization; Vertex ThermoSens (Vertex Dental, Netherlands) non-dimensional plastic injection type. Experimental tests of strength samples were carried out on SVR-5 plant, which is intended for laboratory studies of strength and static crack resistance of materials, and thanks to its structural features it is possible to apply during their research the method of acoustic emission (AE). At the same time, we recorded the AE-information using the SKOP-8M system, using two measuring AE channels.

In the post-processing mode, we constructed the tensile diagrams of the basis plastics. From their analysis, the Ftoraks material fragiley collapses, Villacryl – elastically flexible, and Vertex ThermoSens characterized by significant viscosity during stretching. As a result, the relative elongation of all materials is significantly different ($p < 0,01$): Ftoraks ($4,17 \pm 0,44$), Villacryl ($15 \pm 1,15$), Vertex ThermoSens ($42,33 \pm 1,45$). The most relative elongation had thermoplastic Vertex ThermoSens. So, although the strength of the thermoplastic Vertex ThermoSens turned out to be not the largest, but it takes 4 ... 4,5 times more time than for materials Ftoraks and Villacryl to achieve it. Also, a fracture in thermoplastics begins at the highest stresses, compared with other materials.

The feature of the AE signals during the destruction of Vertex ThermoSens thermoplastics has greater energy signal strength, which characterizes viscose-brittle fracture in comparison with other plastics, and for signals corresponding to brittle fracture, the range of energy change is proportional to that for the Ftoraks material. Consequently, it can be assumed that during the stretching of the thermoplastic, despite the viscose character of the tension diagram, there was a high-energy viscose-fragile and fragile destruction. This assumption is confirmed by the analysis of sample breaks.

Therefore, from the point of view of ensuring longer durability of the denture, we can talk about the most effective use of this basic material. According to the investigated parameters the worst material was Ftoraks, Villacryl occupies an intermediate position.

Key words: acoustic emission, acrylic plastics, thermoplastics.

*Рецензент – проф. Ткаченко І. М.
Стаття надійшла 25.01.2019 року*

DOI 10.29254/2077-4214-2019-1-1-148-232-237

УДК 617.089844:616711-018.3-002-06

Піонтковський В. К.

ЗАСТОСУВАННЯ НОВИХ ХІРУРГІЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ПРИ ЛІКУВАННІ ДЕГЕНЕРАТИВНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ ПОПЕРЕКОВОГО ВІДДІЛУ ХРЕБТА У ЛЮДЕЙ ПОХИЛОГО І СТАРЕЧОГО ВІКУ

КП «Рівненська обласна клінічна лікарня» (м. Рівне)

pion_val@ukr.net

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами. Робота є фрагментом НДР «Дослідити структурно-метаболичні порушення у м'язовій та сполучній тканинах у хворих людей на дегенеративні захворювання поперекового відділу хребта та вплив на них коморбідної патології», № державної реєстрації 0116U001085.

Вступ. На сьогоднішній день все більшої і більшої популярності набувають малоінвазивні перкутанні технології для проведення стабілізуючих оперативних втручань на хребті такі як Sexstant, Longitude (Medtronic), Stryker та інші.

Дегенеративні захворювання хребта у людей похилого і старечого віку набувають все більшої актуальності з кожним десятиріччям у зв'язку з демографічними процесами, що відбуваються у сучасному суспільстві трансформуючись з проблеми медичної у проблему соціальну та етичну [1,2]. Суть даної проблематики полягає не тільки у важкості адекватно оцінити ситуацію, що склалася, та провести диференційну діагностику із природними інволютивними змінами, але й у виборі оптимальної лікувальної такти-

ки для даного конкретного пацієнта [3-6]. Крім того, слід враховувати той факт, що операційний ризик у людей даної вікової категорії значно вищий, ніж у людей молодих, саме тому серед фахівців немає єдності у думці, що до тактики лікування даної категорії пацієнтів [7-9].

Відомо, що у розвитку дегенеративного каскаду поперекового відділу хребта у людей старшої вікової категорії переважають процеси стенозування із явищами дегенеративної сегментарної нестабільності [9]. Існує велика кількість оперативних втручань для лікування кил міжхребцевих дисків, котрі можна розділити на декомпресивні (дискектомія, мікродискектомія, ламінектомія, гемілямінектомія, інтерлямінектомія, фасетектомія), стабілізуючі ригідні (транспедикулярна фіксація, трансламінарна фіксація, PLIF, TLIF, ALIF, DLIF, стабілізуючі динамічні (DIAM, Soflex, міжкостисті імпланти з пористого нікеліду титану і т. д.) та декомпресивно-стабілізуючі втручання [10-15].

Як відомо, основним з недоліків малоінвазивної стабілізації є той факт, що хірург не може створити