

В.Ф. Макєєв¹, В.Р. Скальський², Я.Р. Гуньовський¹, Р.П. Гуньовська¹

Оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для виготовлення базисів знімних протезів

¹Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького м. Львів, Україна

²Фізико-механічний інститут ім. Г.В. Карпенка НАН України, м. Львів, Україна

Актуальність. Інтенсивність наукових досліджень у галузі нових базисних полімерних матеріалів свідчить як про важливість, так і про складність створення високоміцного, зручного, дешевого матеріалу для стоматології без значної зміни технологічних засобів. Проте низка досліджень, присвячених біодеструкції базисних пластмас і вивченню механічної міцності їх зразків, не торкається проблем і причин зародження й розповсюдження тріщин у товщі протезу, у результаті чого відбувається його руйнування. І тому розробка методики визначення зародження тріщин у базисних матеріалах має велике значення для подовження експлуатаційних властивостей знімних протезів.

Мета дослідження: порівняльна оцінка статичної тріщиностійкості матеріалів для базисів знімних протезів і руйнування полімерів методом розтягу за схемою триточкового згину квазістатичним навантаженням.

Матеріали та методи. Досліджували руйнування зразків під час квазістатичного розтягу матеріалів трьох типів «Фторакс» (АТ СТОМА, Україна), «Villacryl H Plus» (Zhermack, Італія), «Vertex™ ThermoSens» (Vertex Dental, Нідерланди) методом акустичної емісії.

Результати. За результатами досліджень встановлено, що всі полімери руйнувались лінійно-пружно. Найбільшу АЕ-активність спостерігали під час розтягу зразків полімеру «Фторакс», найменшу – «Villacryl H Plus». Для досягнення навантаження руйнування в різних матеріалах потрібен різний час – найбільший для полімеру «Vertex™ ThermoSens», найменший для «Фторакс».

Висновки. Порівняльна оцінка зразків показала, що, за даними експериментів, матеріали для базисів знімних протезів і здатності чинити опір тріщиноутворенню (перша поява сигналів АЕ) можна розподілити в такому порядку (від найміцнішого до найслабшого): «Villacryl H Plus», «Vertex™ ThermoSens», «Фторакс», а за макропоказником в'язкості руйнування КІС – «Vertex™ ThermoSens», «Фторакс», «Villacryl H Plus».

Ключові слова: полімерні матеріали, знімні протези, акустична емісія, триточковий згин, квазістатичне розтягнення.

Актуальність

Незважаючи на стрімкий розвиток стоматології та досягнення в царині профілактики захворювань щелепно-лицевої ділянки й лікуванні стоматологічних захворювань, кількість пацієнтів, котрі потребують протезування знімними ортопедичними конструкціями, залишається високою і з віком тільки зростає у зв'язку з наростаючими темпами старіння суспільства [1, 2, 3]. Важливу роль відіграє недосконалість матеріалів і технологій, які використовуються для виготовлення знімних протезів, що призводить до необхідності повторно протезування.

Сучасні тенденції досліджень виготовлення знімних пластинкових протезів спрямовані на розробку нових і модернізацію існуючих конструкційних матеріалів і технологій [4, 5, 6], відповідно, спектр можливостей ортопедичного лікування постійно розширюється. Адже широкий вибір матеріалів дає лікарю можливість при наданні ортопедичної стоматологічної допомоги здійснювати їх індивідуальний підбір [7, 8, 9]. Інтенсивність наукових досліджень у галузі нових базисних полімерних матеріалів свідчить як про важливість, так і про складність створення високоміцного, зручного, дешевого матеріалу для стоматології без значної зміни технологічних засобів.

Для профілактики поломок базису акрилового протезу і збільшення строку його служби важливо своєчасно виявити дефекти (мікро- й макротріщини) у структурі полімеру [10, 11, 12, 13]. За даними різних авторів, у перший рік користування знімними протезами з акри-

латів поломка базису відбувається у 22–31 % випадків, а, за даними Артюнова С.Д. і співав. [14], кількість поломок базисів знімних протезів не зменшується.

Під час порівняльного лабораторного дослідження різних базисних матеріалів основна увага звертається на механічні властивості полімерних матеріалів та їх зміну під дією перемінної температури, постійної вологи та перемінних циклічних навантажень. Спостерігали, що саме пружні деформації під дією жувального навантаження можуть призвести до зламу базису протеза [15].

Проте низка досліджень, присвячених біодеструкції базисних пластмас і вивченню механічної міцності їх зразків, не торкається проблем і причин зародження й розповсюдження тріщин у товщі протезу, у результаті чого відбувається його руйнування [16]. І тому розробка методики визначення зародження тріщин у базисних матеріалах має велике значення для подовження експлуатаційних властивостей знімних протезів.

Метою дослідження є порівняльна оцінка статичної тріщиностійкості матеріалів для базисів знімних протезів і руйнування полімерів методом розтягу за схемою триточкового згину квазістатичним навантаженням.

Матеріали та методи дослідження

Досліджували руйнування зразків під час квазістатичного розтягу матеріалів трьох типів: «Фторакс» (АО СТОМА, Україна), «Villacryl H Plus» (Zhermack, Італія), «Vertex™ ThermoSens» (Vertex Dental, Нідерланди).

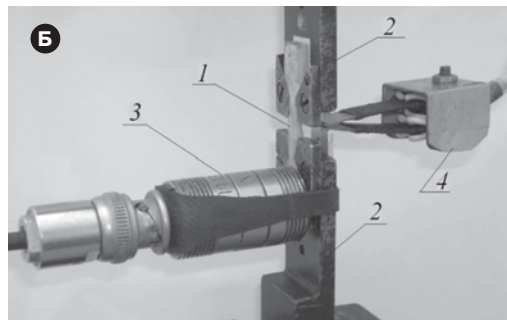
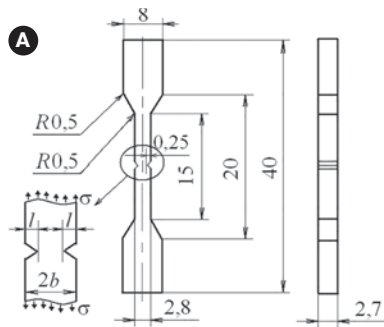


Рис. 1. Геометрія зразка для випробувань полімерних матеріалів (А) та його загальний вигляд у захопах установки під час розтягування (Б):

1 – зразок; 2 – захоп; 3 – первинний перетворювач АЕ; 4 – первинний перетворювач розкриття берегів тріщини.

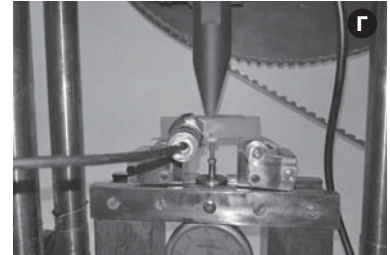
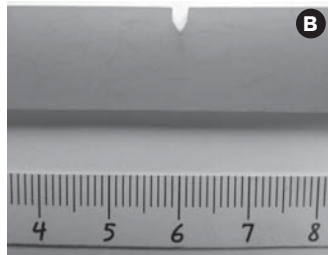
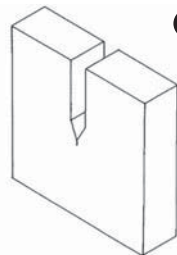
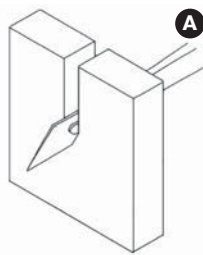


Рис. 2. Схема вирізання макротріщини з концентратора напружень (а, б), загальний вигляд зразка з макротріщиною під індентором навантажувальної установки СВР-5 (зліва – установлений на зразку ПАЕ).

Розміри та вигляд зразка в захопах експериментальної установки з установленими первинними перетворювачами пружних хвиль акустичної емісії (АЕ) та розкриття берегів тріщини показано на рис. 1.

Розміри зразків витримано за нормативним документом, що регламентує випробування матеріалів на статичну тріщиностійкість [17]. Кількість зразків, виготовлених для випробувань кожного типу полімеру, становила 8 штук (визначалась конструкційною особливістю форми). На зразках із двох боків вирізали концентратори (рис. 1-а).

Зразки розтягали на розривній машині типу СВР-5 зі швидкістю переміщення захопів 4×10^7 м/с та одночасно робили запис АЕ-інформації за допомогою вимірювальної системи SKOP-8M [18].

Основні налаштування системи: тривалість вибірки – 0,5 мс; період дискретизації аналогового сигналу – 0,25 мкс; частота зрізів фільтра низьких частот – 1000 кГц, високих – 100 кГц; поріг дискримінації – у межах 30 %. Коефіцієнт підсилення АЕ-тракту при цьому становив 70 дБ (40 дБ – попередній підсилювач). Смугу частот вимірювального АЕ-тракту визначали за робочою смугою частот первинного перетворювача сигналів АЕ, й у нашому випадку вона сягала 0,2–0,6 МГц.

Для достовірності отриманих значень в'язкості руйнування полімерів проведено додаткові випробування балкових (призматичних) зразків триточковим згином згідно з вимогами ГОСТ 25.506-85. Так, спочатку на зразки нанесли концентратори напружень, після чого за допомогою гострого скальпеля під ручним тиском прорізали гострокінцеву макротріщину. На рис. 2-а й б показано схему вирізання макротріщини, на рис. 2-в – загальний вигляд балкового зразка із тріщиною у верхній концентраторі, на рис. 2-г – фрагмент обладнання для проведення випробувань.

Результати дослідження та обговорення

У режимі поєднання побудовано діаграми розтягування й розподіл АЕ-активності (рис. 3).

З рис. 3 видно, що всі полімери руйнувались лінійно-пружно. Цей результат узгоджується з відомими в літературі [7]. Найбільшу АЕ-активність спостерігали під час розтягування зразків полімеру «Фторакс», найменшу – «Villacryl H Plus». Також бачимо, що для досягнення навантаження руйнування в різних матеріалах потрібен різний час – найбільший для полімера «Vertex™ TermoSens», найменший для «Фторакс».

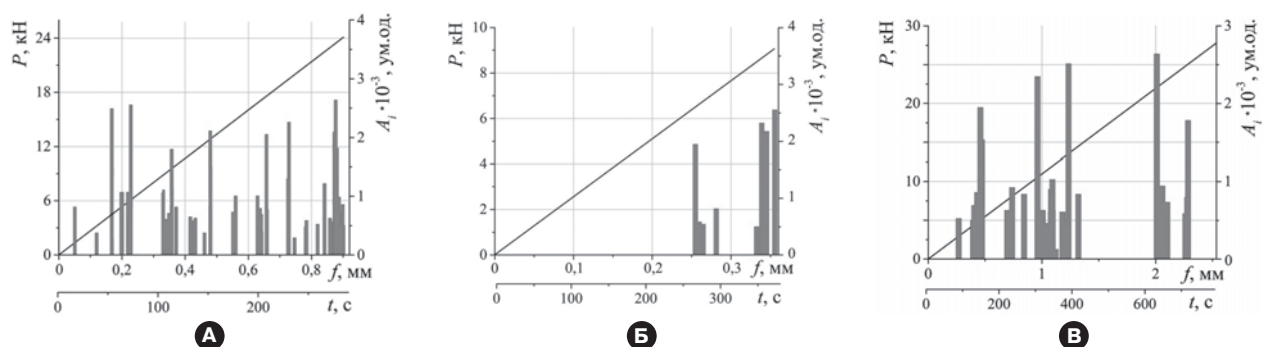


Рис. 3. Типові діаграми руйнування та розподілу амплітуд сигналів АЕ для зразків з полімерних матеріалів: А – «Фторакс»; Б – «Villacryl H Plus»; В – «Vertex™ TermoSens».

Таблиця 1
Значення та стандартні відхилення (ств) навантаження руйнування матеріалів базисів знімних протезів за умови розтягування ($p < 0,05$)

Матеріал	P_Q , МПа знач. (\pm ств)
Фторакс	17,66 ($\pm 5,5$)
Villacryl H Plus	13 ($\pm 4,5$)
Vertex™ ThermoSens	29,8 ($\pm 2,3$)

У табл. 1 представлено значення та стандартні відхилення навантаження руйнування матеріалів базисів знімних протезів за умови розтягування полімерів. За результатами експериментів установили, що найбільше навантаження руйнування мав полімер «Vertex™ ThermoSens», а найменше – «Villacryl H Plus». Хоча навантаження руйнування «Villacryl H Plus» менше, ніж у «Фторакс», для його досягнення потрібно більше часу, ніж у другому випадку.

Згідно з ГОСТ 25.506-85, для розрахунку значень показника статичної тріщиностійкості K_{IC} використовували формулу для зразка типу I:

$$K_{IC} = (P t \times b^{1/2}) Y_1;$$

$$Y_1 = 0,380 (1 + 2,308\lambda + 2,439\lambda^2);$$

$$\lambda = 2l/b,$$

де P – зусилля навантаження;
 t – товщина зразка;
 b – висота зразка;
 Y_1 – поправкова функція,
 l – довжина тріщини.

Результати розрахунку характеристик тріщиностійкості полімерів представлено в таблиці 2.

Зауважимо також, що поява сигналів АЕ, яка означає початок дефектоутворення в матеріалі, відбувається

Таблиця 2
Значення характеристик тріщиностійкості

Матеріал	K_{IC} , МПа \times м ^{1/2} знач. (\pm ств)
Фторакс	4,1 ($\pm 1,28$)
Villacryl H Plus	3,02 ($\pm 1,06$)
Vertex™ ThermoSens	6,92 ($\pm 0,52$)

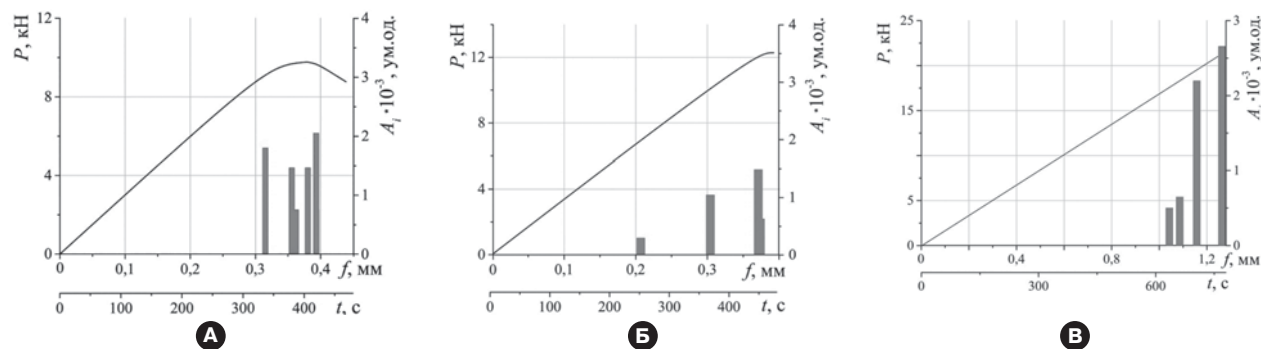


Рис. 4. Типові діаграми руйнування балкових зразків полімерів триточковим згином і суміщені з ними синхронно записані акустограми: А – «Фторакс»; Б – «Villacryl H Plus»; В – «Vertex™ ThermoSens».

при різних значеннях навантаження зразка для кожного зі стоматологічних полімерів. За даними експериментів, матеріали для базисів знімних протезів за здатністю чинити опір тріщиноутворенню (при першій появі сигналів АЕ) можна розподілити в такому порядку (від найміцнішого до найслабшого): «Villacryl H Plus», «Vertex™ ThermoSens», «Фторакс», а за макропоказником в'язкості руйнування K_{IC} – «Vertex™ ThermoSens», «Фторакс», «Villacryl H Plus».

За результатами додаткового випробування балкових зразків полімерів методом триточкового згину отримано такі результати.

На рис. 4 наведено характерні діаграми руйнування полімерів за схемою триточкового згину квазістатичним навантаженням, а в таблиці 3 – зведені дані результатів випробувань на статичну тріщиностійкість.

Їх отримали методом 5 %-січної згідно з ГОСТ 25.506-85. Для розрахунку значень коефіцієнтів інтенсивності напружень появи сигналів АЕ (K_{IAE}), їх максимальних значень (K_{IAE}^{max}), а також критичного значення (K_{IC}) – показника статичної тріщиностійкості використовували формулу для зразків типу IV:

$$K_{IC} = (P L / t b^{3/2}) Y_4;$$

$$Y_4 = 3,494 (1 - 3,394\lambda + 5,839\lambda^2);$$

$$\lambda = l/b,$$

де P – зусилля навантаження,
 L – відстань між опорами,
 t – товщина зразка,
 b – висота зразка,
 Y_4 – поправкова функція,
 l – довжина тріщини.

Отримані дані перевіряли за формулою Сроулі-Гроса:

$$K_I = (1,5 P L / b^{3/2}) Y_4;$$

$$Y_4 = \lambda^{1/2} 3,494 (1 - 3,396\lambda + 5,839\lambda^2) (2).$$

Як бачимо, дані, отримані при різних схемах навантаження й різних формулах розрахунку статичної тріщиностійкості, трохи відрізняються між собою для одних і тих же значень навантаження й довжини тріщини у випадку розтягування зразків і порівняно із триточковим згином полімерів. Це пов'язано із проявом масштабного чинника й різним розвитком пластичної зони біля вершини макротріщини. Надійшими у випадку триточкового згину є значення, отримані за формулами (1) або (2), а за умови розтягування зразків наближеними до них є дані, отримані за залежністю Ірвіна для пластин із двома боковими тріщинами [19].

Характеристики АЕ-активності та в'язкості руйнування полімерів при різних схемах навантаження й методиках розрахунку

Назва матеріалу	Значення коефіцієнтів інтенсивності напружень, МПа•м ^{1/2} , знач. (±ств)		
	КІАЕ	КІАЕ _{max}	КІС
Триточковий згин			
Фторакс	2,23 (±0,56)	4,46 (±0,28)	4,1 (±0,43)
	2,12 (±0,53)*	4,24 (±0,26)*	3,89 (±0,4)*
Villacryl H Plus	1,86 (±0,43)	3,44 (±0,58)	2,79 (±0,56)
	1,77 (±0,4)*	3,27 (±0,55)*	2,65 (±0,53)*
Vertex™ ThermoSens	3,53 (±0,85)	6,23 (±0,7)	6,23 (±0,7)
	3,36 (±0,8)*	5,91 (±0,67)*	5,91 (±0,67)*
Розтяг			
Фторакс	0,89 (±0,52)	4,1 (±1,28)	4,1 (±1,28)
	0,88 (±0,52)**	4,07 (±1,27)**	4,07 (±1,27)**
Villacryl H Plus	1,78 (±0,35)	3,02 (±1,06)	3,02 (±1,06)
	1,77 (±0,35)**	3 (±1,06)**	3 (±1,06)**
Vertex™ ThermoSens	0,77 (±0,24)	5,76 (±0,52)	6,92 (±0,52)
	0,77 (±0,24)**	5,73 (±0,52)**	6,88 (±0,52)**

Примітка: * – дані, обчислені за формулою Сроулі-Гросса; ** – дані, обчислені за формулою Ірвіна [19]

Висновки

- За результатами експериментів на розтягування стоматологічних пластмас встановили, що матеріал «Фторакс» руйнується крихко, «Villacryl H Plus» – пружно-пластично, а «Vertex™ ThermoSens» характеризується значною в'язкістю.
- За міцнісними характеристиками (межа міцності, відносно видовження, напруження початку та повного руйнування) стоматологічні пластмаси розташувались у такому порядку (від найкращої): «Vertex™ ThermoSens», «Villacryl H Plus», «Фторакс»;
- Аналіз енергетичних показників НВП сигналів АЕ показав, що впродовж усього часу навантаження

зразків відбувалось чергування руйнування матеріалів в'язкого, в'язко-крихкого та крихкого типів. Водночас переважає в'язко-крихкий тип руйнування, що свідчить про поширення в матеріалах під навантаженням мікротріщин різного розміру.

- За даними експериментів, матеріали для базисів знімних протезів за здатністю чинити опір тріщиноутворенню (за умови першої появи сигналів АЕ) можна розподілити в такому порядку (від найміцнішого до найслабшого): «Villacryl H Plus», «Vertex™ ThermoSens», «Фторакс», а за макропоказником в'язкості руйнування КІС – «Vertex™ ThermoSens», «Фторакс», «Villacryl H Plus».

ЛІТЕРАТУРА

1. Veisheim LD, Shcherbakov LN, Motorkyna TV. Nekotorye rezultaty prymereniyu sovremennykh tekhnolohiy stomatolohycheskoho ortopedycheskoho lecheniya patsyentov po dannym anketirovaniya vrachei. Mezhdunarodnyi zhurnal prykladnykh y fundamentalnykh yssledovaniy. – 2014. № 2. S. 52–55 [in Russian]
2. Klinichne obgruntuvannya udoskonalenoho ortopedychnoho likuvannya patsientiv z poiednanniam povnoi ta chastkovoї vtraty zubiv. Nespriadko VP, Baranovskiy OV, Tykhonov DO. Visnyk problem biolohii y medytsyny. – 2013. № 2 (100). S. 38–40 [in Ukrainian]
3. Shcherba PV. Perekrivaiushchye protezy: ystorycheskye aspekty i sovremennye tendentsii. Sovremennaia stomatologiya. – 2003. № 1. S. 93–96 [in Ukrainian]
4. Bida VI, Klochan SM. Zamishchennia defektiv zubnykh riadiv suchasnyimi konstruksiyamy znimnykh proteziv. Navchalnyi posibnyk. – Kyiv. – 2008. 220 s. [in Ukrainian]
5. Kuz VS, Dvornyk VM, Kuz HM. Vykorystannia suchasnykh bezakrylovykh bazysnykh materialiv u klinitsii ortopedychnoi stomatologii. Ukrainskiy stomatologichnyi almanakh. – 2016. № 3. T. 2, S. 40–45 [in Ukrainian]
6. In vitro evaluation of the influence of repairing condition of denture base resin on the bonding of autopolymerizing resins. Minami H, Suzuki S, Minesaky Y [et al.]. J. Prosthet Dent. – 2004. Vol. 91, P. 164–170
7. Kuz VS, Dvornyk VM, Kuz HM. Kharakterystyka suchasnykh bazysnykh stomatologichnykh materialiv ta yikh vplyv na tkanynu porozhnyy rota. Aktualni problemy suchasnoi medytsyny: Visnyk Ukrainskoi medychnoi stomatologichnoi akademii. – 2015. T. 14, Vypusk 2 (46). S. 179–184 [in Ukrainian]
8. Nidzelskiy MYa. Mekhanizmy adaptatsii do zubnykh proteziv. – Poltava, 2003. 115 s. [in Ukrainian]
9. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components. A Review. Clin Oral Investig. 2008. Vol. 12, P. 1–8
10. Ostroholov DF. Analiz prychnyn polomky syemnykh plastynochnykh zubnykh protezov y ykh klinycheskaia traktovka. Aktualni problemy suchasnoi medytsyny: Visnyk Ukrainskoi medychnoi stomatologichnoi akademii. – 2007. T. 7, Vyp. 4 (20). S. 45–46 [in Ukrainian]
11. Profilaktychni zakhody pry korystuvanni znimnyimi plastynkovymi protezamy. Leontovych IO, Korol DM, Odzhubeiska OD [ta in.]. Ukrainskiy stomatologichnyi almanakh. – 2013. № 2. S. 90–93 [in Ukrainian]
12. Aamer AS, Hasan F, Hameed A. Biological degradation of plastics: A comprehensive review. Biotechnol. Adv. – 2008. Vol. 26, P. 246–265
13. Hoffman U, Yanar A, Bolinger A. The frequency histogram – A new method for the evaluation of Laser Doppler Flux Motion. Microvascul. Res. – 1990. Vol. 40, P. 293–301.
14. Arutiunov SD, Afanaseva W, Stepanov AH, Hrachev DY. Klinycheskoe prymerenye usovershenstvovanoi metodyky restavratsyy syemnykh plastynochnykh protezov posle polomky. Sovremennye problemy nauky y obrazovaniya. – 2016. № 1. S. 26 [in Russian]
15. Chitchumnongl P, Brooks SC. Comparison of three- and four-point flexural strength testing of denture-base polymers. Dental Materials. – 1989. V. 5, № 1. P. 2–5.

16. Zappini G, Kammann A, Wachter W. Comparison of fracture tests of denture base materials // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2003. Vol. 90, № 6. P. 578–585

17. HOST 25.506-85. Raschety i ispytaniya na prochnost. Metody mekhanicheskikh ispytaniy metallov. Opredeleniye kharakterystyk treshchynostoikosti (viazkosti razrusheniya) pry staticheskom nagruzhenni. Vved. v deistviye 27.03.1985 h. – M.: Izd-vo standartov. – 1985. 60 s. ГОСТ 25.506-85 [in Russian]

18. Portatyvna systema SKOP-8M dlia vymirivannia ta analizu sygnaliv akustychnoi emisii. VR Skalskyi, BP Klym, RM Plakhtii ta in. Nauka ta innovatsii. – 2010. 6. № 3. S. 20–29 [in Ukrainian]

19. Pstrykov VM, Morozov EM. Mekhanyka razrusheniya tverdykh tel. – Pb.: Professya, – 2002. 320 s. [in Russian]

Оценка статической трещиностойкости полимерных материалов для изготовления базисов съемных протезов

В.Ф. Макеев, В.Р. Скальський, Я.Р. Гуневський, Р.П. Гуневская

Резюме. Интенсивность научных исследований в области новых базисных полимерных материалов свидетельствует как о важности, так и о сложности создания высокопрочного, удобного, дешевого материала для стоматологии без значительного изменения технологических средств. Однако ряд исследований, посвященных биодеструкции базисных пластмасс и изучению механической прочности их образцов, не касается проблем и причин зарождения, а также распространения трещин в толще протеза, в результате чего происходит его разрушение. И поэтому разработка методики определения зарождения трещин в базисных материалах имеет большое значение для продления эксплуатационных свойств съемных протезов.

Цель исследования – сравнительная оценка статической трещиностойкости материалов для базисов съемных протезов и разрушения полимеров методом растяжения по схеме трехточечного изгиба квазистатической нагрузкой.

Исследовали разрушение образцов во время квазистатического растяжения материалов трех типов «Фторакс» (АО СТОМА, Україна), «Villacryl H Plus» (Zhermack, Італія), «Vertex™ ThermoSens» (Vertex Dental, Нідерланди) методом акустической эмиссии.

Результаты. По результатам исследований установлено, что все полимеры разрушались линейно-упруго. Наибольшую АЕ-активность наблюдали во время растяжения образцов полимера «Фторакс», наименьшую – «Villacryl H Plus». Для достижения нагрузки разрушения в различных материалах нужно разное время: наибольшее для полимера «Vertex™ ThermoSens», наименьшее для «Фторакс».

Выводы. Сравнительная оценка образцов показала, что, по данным экспериментов, материалы для базисов съемных протезов по способности сопротивляться трещинообразованию (первое появление сигналов АЕ) можно разделить в таком порядке (от самого прочного до слабого): «Villacryl H Plus», «Vertex™ ThermoSens», «Фторакс», а по макропоказателям вязкости разрушения KIC – «Vertex™ ThermoSens», «Фторакс», «Villacryl H Plus».

Ключевые слова: полимерные материалы, съемные протезы, акустическая эмиссия, трехточечный изгиб, квазистатическое растяжение.

Static crack resistance evaluation of polymeric materials for the manufacture of bases for removable dentures

V. Makeev, V. Skalskyi, Ya. Huniovskyi, R. Huniovska

Resume. The intensity of scientific research in the field of new basic polymer materials shows both the importance and the complexity of creating a high-strength, convenient, cheap material for dentistry without significant technological changes. However, a number of studies on biodestruction of basic plastics, studying the mechanical strength of their samples do not affect the problems and causes of origin, the spread of cracks in the thickness of the prosthesis, resulting in its destruction. Therefore, the development of a technique for determining the origin of cracks in basic materials is important in lengthening the operational properties of removable prostheses.

The goal. Comparative evaluation of material static crack resistance for removable dentures bases and the destruction of polymers by the tensile method according to the scheme of three-point bending by a quasi-static load.

We investigated the destruction of samples during quasi-static tensile of three types of materials: «Ftoraks» (JSC «СТОМА», Ukraine), «Villacryl H Plus» (Zhermack, Italy), «Vertex™ ThermoSens» (Vertex Dental, Netherlands) using acoustic emission method.

Results. According to research results, all polymers were destroyed in a linearly elastic way. The largest AE activity was observed during the stretching of the «Ftoraks» polymer samples, and the smallest – «Villacryl H Plus». Achievement of the load of destruction in different materials requires different times: the largest amount of time for «Vertex™ ThermoSens» polymer, the least – for «Ftoraks».

Conclusions. Comparative evaluation of samples showed that, according to experimental data, materials for bases of removable dentures on the ability to resist cracking (first appearance of AE signals) can be divided in this order (from the most durable to the weakest): «Villacryl H Plus», «Vertex™ ThermoSens», «Ftoraks», and by macro-indicator of viscosity fracture KIC – «Vertex™ ThermoSens», «Ftoraks», «Villacryl H Plus».

Key words: polymeric materials, removable dentures, acoustic emission, three-point bending, quasi-static tensile.

Макеєв Валентин Федорович – д-р мед. наук, професор кафедри ортопедичної стоматології, Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького.
Адреса: вул. Пекарська, 69-а, м. Львів, 79000. Тел.: (067) 716-01-67.

Скальський Валентин Романович – член-кореспондент НАН України, д-р тех. наук, професор, Фізико-механічний інститут ім. Г.В. Карпенка НАН України.
Адреса: вул. Наукова, 5, м. Львів, 79060. Тел.: (032) 263-30-88.

Гуневський Ярослав Романович – аспірант кафедри ортопедичної стоматології, Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького.

Адреса: вул. Пекарська, 69-а, м. Львів, 79000. Тел.: (093) 098-19-44. E-mail: romanagun@ukr.net.

Гуневська Романа Петрівна – асистент кафедри ортопедичної стоматології, Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького.

Адреса: вул. Пекарська, 69-а, м. Львів, 79000. Тел.: (093) 010-77-17.



ПРОСТОЙ. НАДЁЖНЫЙ. ПРОЧНЕЙШАЯ ФИКСАЦИЯ.

Мерон – стеклоиономерный цемент для постоянной фиксации любых ортопедических конструкций

- Простота работы: не надо протравки и адгезива
- Превосходные показатели адгезии к дентину и эмали
- Малая толщина адгезивной плёнки
- Выделение защитных фторидов
- Обладает прозрачностью необходимой для фиксации цельнокерамических коронок и мостов



Официальные дистрибьюторы в Украине:

Дентал депо Запорожье · Медсервис · Меридиан ·
Оксамат-Дент · Оксия · Стамил · Укрмед · Усмішка

Meron

