УДК 616.314–083.27–17 : 620.179.17

Макеєв В.Ф.¹, Кухта В.С.¹, Кирманов О.С.¹, Скальський В.Р.²**МІЦНІСНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ГІБРИДНИХ КОМПОЗИТІВ ДЛЯ ПЛОМБУВАННЯ ЗУБІВ ПІД ЧАС ЇХ ЛОКАЛЬНОГО НАВАНТАЖЕННЯ**¹ Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького, Львів, Україна² Фізико-механічний інститут імені Г.В. Карпенка НАН України, Львів, Україна

Дослідження проведені в рамках науково-дослідної роботи кафедри ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького "Розпрацювання та удосконалення методів діагностики, клінічних методів та технологічних засобів комплексного лікування дефектів зубних рядів, деформації і пошкоджень зубо-щелепної системи" (номер державної реєстрації 011U000112).

Актуальність

Для раціонального використання матеріалів необхідно мати дані про їхню здатність чинити опір деформуванню й руйнуванню. Зокрема, у кожному конкретному випадку необхідно мати відомості щодо жорсткості, міцності й опору руйнуванню матеріалів у заданих умовах експлуатації елементів. Для визначення таких міцнісних характеристик матеріалу виконують відповідні дослідження.

На сьогодні кваліфікаційні випробування фізичних і механічних властивостей стоматологічних полімерів рекомендовано проводити згідно з експериментальними, еквівалентними міжнародному стандарту ISO 4049 "Стоматологія. Матеріали полімерні відновні" [1]. Цей стандарт установлює вимоги до стоматологічних полімерних відновлювальних матеріалів, що надходять у комплекті для механічного змішування, змішування вручну або для активації затвердіння зовнішньою енергією в порожнині рота чи поза нею, призначених для реставрації зубів із порожнинами прямим або непрямим способом і для фіксації незнімних протезів. Він не поширюється на матеріали, призначені для профілактики карієсу або для облицювання металевих каркасів.

Як свідчить аналіз літературних джерел, у дослідженнях стоматологічних композитів переважно визначають міцність на розтяг (згин) і стиск [2–10], оскільки саме таких силових навантажень зазнають відновні матеріали під час їх експлуатації в ротовій порожнині.

Часто трапляються випадки, що матеріал із відносно низькою лабораторною міцністю може бути стійким до контактних пошкоджень під час експлуатації. Тому видається, що результати випробувань на міцність втрачають своє практичне значення, і співвідношення між лабораторними експериментами на міцність і клінічними особливостями ще потрібно встановлювати. Із 90-х років минулого століття процес руйнування стоматологічних матеріалів під час лабораторних досліджень і експлуатації привертає дедалі пильнішу увагу. Оскільки він пов'язаний із міцністю або навантаженням руйнування, фахівці намагаються знайти відповідний метод для відтворення процесу пошкодження, що відбувається

ся під час експлуатації. Це стосується таких питань як місце зародження руйнування, шлях його поширення й розподіл напружень. Метод втискування Герца, який використовує сферичний індентор для прикладання навантаження до плоскої поверхні, виявився простим і потужним засобом для демонстрації процесу руйнування і монолітних, і шаруватих конструкцій у широкому діапазоні складних умов випробувань [11]. Фактично він імітує умови навантаження, які відчують зубні реставрації. Клінічні змінні (жувальне навантаження й кущальна кривина) тісно ідентифікуються зі змінними Герца (контактне навантаження й радіус індентора). Водночас метод Герца ефективний для оцінювання механізму пошкодження й процесу руйнування під час концентрованого контактного навантаження [11; 12]. Порівняно з іншими експериментальними методами, його перевага в стоматології полягає в тому, що можна визначити клінічно значущий механізм руйнування.

Велику кількість досліджень методом втискування Герца присвячено вивченню особливостей руйнування керамічних пломбувальних матеріалів [11]. Зокрема, впливу на механізми руйнування матеріалу його мікроструктури [13]; структури (монолітна, двошарова, тришарова й багатшарова) [14–17], товщини [15; 18; 19], розмірів [14; 20] зразка; модуля пружності основи [21–23]; клейового шару [19; 24; 25]; швидкості [26] й умов навантаження [27]; дефектності матеріалу [28]. Виконано низку досліджень і інших матеріалів, наприклад, склоіономерного цементу [29; 30] і амальгами [31], матеріалів для виготовлення ендокоронки [32]. На сьогодні розроблено стандарт для визначення міцності амальгами методом Герца [33], який планується включити до стандартів ISO щодо стоматологічної амальгами. Водночас у стандарті вказується на можливість його застосування до інших відновлювальних зубних матеріалів.

У літературі відомі результати визначення міцнісних характеристик вибраних для досліджень матеріалів: міцності на згин, модуля пружності, діаметральної міцності й міцності на стиск композитів «Tetric N-Ceram» і «Charisma Classic» [4; 6; 34; 35], міцності за осьового й ді-

метрального стиску вітчизняного композиту «Latelux» [2; 36]. Однак досліджень особливостей руйнування цих матеріалів за локального навантаження ми не виявили.

Мета. Провести порівняльний аналіз міцності гібридних композитів вітчизняного й імпортного виробництва під час їх локального навантаження.

Матеріали й методи дослідження

Для порівняльних досліджень обрано три гібридні стоматологічні композити вітчизняного й зарубіжного виробництва.

«LATELUX» («Latus», Україна). «Latelux» призначений для використання в терапевтичній стоматології для пломбування каріозних порожнин усіх класів за Блекум, відновлення анатомічної форми й особливо для естетичної реставрації коронкових частин передніх зубів.

«Tetric N-Ceram» («Ivoclar Vivadent», Ліхтенштейн). «Tetric N-Ceram» – фотополімерний ре-

нтгеноконтрастний наногібридний композит для прямих реставраційних процедур у фронтальному й жувальному відділах.

«CHARISMA CLASSIC» («Kulzer», Німеччина). «Charisma Classic» – фотополімерний рентгеноконтрастний мікрогібридний наноаповнений композит, що представляє друге покоління технології наповнювачів «Microglass».

Для випробувань за темою досліджень використовували дискові зразки діаметром 13 мм і товщиною 5 мм. Зважаючи на особливості світлової полімеризації стоматологічних композитів (обмежена товщина одного шару), для підготовки експериментальних зразків виготовили спеціальну форму з отворами конічної форми (рис. 1). Така конструкція забезпечує можливість освітлення зразка фотополімеризаційним світлом із двох боків. Форма розрахована на одночасне виготовлення 10 зразків товщиною до 6 мм.

Рис. 1. Конструкція форми (а) для виготовлення дискових зразків зі стоматологічних композитів та її загальний вигляд (б)

Для проведення досліджень виготовили по 10 зразків кожного стоматологічного полімерного композиту. Пакування й формування матеріалу у форму проводили в лабораторних умовах за температури повітря 18 – 21° С.

Форму для виготовлення зразків розташовували на гладкому склі товщиною 3 мм. У комірці, з боку, протилежному до скла, малими порціями вносили відповідний композит світлового затвердіння з подальшою конденсацією до скла і сті-

нок комірки за допомогою стоматологічного штопфера для композитів (тип Ladmore, TNBBL2, виробник «Hu-Friedy»). Після заповнення всієї комірки відповідним матеріалом за допомогою гладилки для композитів (тип Goldstein, TNCIGFT4, виробник «Hu-Friedy») усували зайвий матеріал шляхом згладжування поверхні композиту до рівня комірки. Далі проводили полімеризацію відповідного матеріалу за допомогою ультрафіолетового опромінення з довжиною хвилі 420...480 нм з інтенсивністю світлового потоку 2,0...2,2 мВ/см² (TURBO Program), використовуючи світлодіодну безпроводну фотополімерну лампу «Bluephase 20i (G2)» («Ivoclar Vivadent»). Спочатку світловий потік скеровували з боку, протилежного до скла, підносивши світловод фотополімерної лампи максимально близько, але не торкаючись поверхні матеріалу в комірці. Експозиція становила 20 секунд. Далі виконували по-

лімеризацію матеріалу з боку гладкого прозорого скла, приставляючи щільно до скла світловод зазначеного вище джерела світла навпроти комірки з композитом протягом 20 секунд. Описану процедуру виконували послідовно в кожній із 10 комірок. Після полімеризації матеріалу в усіх комірках скло відділяли від кювети і протягом 10 секунд освітлювали кожну поверхню ще раз. Далі поверхню зразків обережно шліфували абразивним папером (абразивність 320 гріт). Зразки полірували до появи сухого блиску поверхні, після чого кожен із них оглядали візуально з метою виявлення можливих дефектів у товщі, дефектів полімеризації й структури, що могло призвести до хибних результатів під час випробувань. Перед випробуваннями зразки витримували у фізіологічному розчині протягом 24 годин за температури 37⁰ С.

На рис. 2 показано загальний вигляд зразків перед випробуваннями.

Рис. 2. Загальний вигляд зразків стоматологічних композитів:
а – «Latelux»; б – «Tetric N-Ceram»; в – «Charisma Classic»

На рис. 3 показано схему методу Герца.

Рис. 3. Схема контактного методу Герца
зі сферою радіуса r , навантаженням P
і радіусом площі контакту a

Зразки навантажували на установці СВР-5 за допомогою кулькового індентора (діаметр кулки $D = 4$ мм, сталь ШХ15, модуль пружності $E_1 = 211$ ГПа, коефіцієнт Пуассона $\nu_1 = 0,25$) зі швидкістю його переміщення 0,002 мм/с.

Результати дослідження та їх обговорення

Із залежностей «навантаження P – переміщення індентора l » визначали значення і стандартні відхилення навантаження руйнування P_B та переміщення l_B кулькового індентора під тиском (табл. 1). Усі дані статистично аналізували за допомогою пакету ANOVA. Для виявлення статистично однорідних підмножин використали порівняльний критерій Тьюкі ($\alpha = 0,05$).

Таблиця 1
Значення і стандартні відхилення (ств) механічних характеристик реставраційних композитів за тиску методом Герца ($p < 0,05$)

Матеріал	P_B , кН знач. ($\pm$ ств)	l_B , мм знач. ($\pm$ ств)
«Latelux»	4,23 ($\pm 0,53$)	0,94 ($\pm 0,11$)
«Tetric N-Ceram»	5,03 ($\pm 0,71$)	1,03 ($\pm 0,17$)
«Charisma Classic»	5,72 ($\pm 0,16$)	1,02 ($\pm 0,04$)

Рис. 4. Типові залежності «навантаження P – переміщення індентора l » під час стиску методом Герца стоматологічних композитів:
1 – «Latelux»; 2 – «Tetric N-Ceram»; 3 – «Charisma Classic»

На рис. 4 зображено типові діаграми навантаження реставраційних композитів. З їх аналізу бачимо, що характер руйнування всіх матеріалів однаковий: пружно-пластичний на початковому етапі навантаження з переходом до крихкого за його подальшого зростання. На початкових стадіях відбувається поверхневе руйнування (поширення конусних тріщин у матеріалі внаслідок втискування індентора); зі збільшенням сили тиску тріщини поширюються в матеріал зразка, що врешті призводить до його повного руйнування (поділ на частини). На рис. 3.2 зображено для порівняння фото зруйнованих зразків досліджуваних матеріалів. Бачимо, що для всіх зразків характерна наявність посередині ямки округлої форми внаслідок втискування кулькового індентора. За експериментальними даними, переміщення індентора в матеріал для всіх композитів статистично (за критерієм Тьюкі) суттєво не відрізняється ($p < 0,01$): «Latelux» – $0,94 \pm 0,11$ мм; «Tetric N-Ceram» – $1,03 \pm 0,17$ мм; «Charisma Classic» – $1,02 \pm 0,04$ мм. Найбільше переміщення індентора було в композиті «Tetric N-Ceram».

Поширення тріщин уздовж перерізу зразків призвело до їх поділу на кілька частин: зразки «Latelux» руйнувались на 3 фрагменти, «Tetric N-Ceram» – на 3...6 фрагментів, а «Charisma Classic» – на 5...7 фрагментів. Установили три типи руйнування, які умовно назвали як правильне, неправильне і змішане. Для правильного типу зразки розділялись на сегменти з гладкими зламами, паралельними до осі навантаження. Такий тип переважав під час локального навантаження композиту «Latelux» (рис. 5, а).

Для неправильного типу руйнування фрагменти зразків мали різні розміри й форму, а напрямок поширення тріщин був назовні й униз, а не

паралельно до осі навантаження. У змішаному типі наявні рівні й нерівні злами, причому кожен із них або переважає в одній частині диска, або тріщину неможливо ідентифікувати як правильну чи неправильну. Як правило, тип руйнування змінювався від правильного до неправильного із поширенням тріщин. Змішаний тип руйнування за локального навантаження характерний для матеріалів «Tetric N-Ceram» (рис. 5, б) і «Charisma Classic» (рис. 5, в). Водночас бачимо, що головним механізмом руйнування є пластична деформація, яка виникає в ділянці контакту кульки індентора й матеріалу (на фото чітко виділяються місця утворення кратера руйнування), що узгоджується з літературними даними [23].

а

б

в

Рис. 5. Видгляд зруйнованих зразків:
а – «Latelux»; б – «Tetric N-Ceram»;
в – «Charisma Classic»

За даними табл. 1, для навантаження руйнування P_B матеріали розташувались у такому порядку: «Latelux» (4,23 кН) < «Tetric N-Ceram» (5,03 кН) < «Charisma Classic» (5,72 кН). Для величини переміщення індентора, хоча і з незначною різницею, отримали такий порядок матеріалів: «Latelux» (0,94 мм) < «Charisma Classic» (1,02 мм) < «Tetric N-Ceram» (1,03 мм). За критерієм Тьюкі статистично різниця між значеннями визначених параметрів для всіх матеріалів незначна ($p > 0,01$).

Отже, за параметрами міцності на стиск за локального навантаження досліджувані матеріали відповідають сучасним вимогам до міцності гібридних матеріалів, а найкращі показники має композит «Charisma Classic».

Висновки

За результатами виконаних експериментальних досліджень, за навантаженням руйнування

P_B найбільшу міцність має композит «Charisma Classic» ($5,72 \pm 0,16$ кН), найменшу – «Latelux» ($4,23 \pm 0,53$ кН), а «Tetric N-Ceram» ($5,03 \pm 0,71$ кН) займає проміжне місце. Для переміщення індентора отримали такий порядок розташування матеріалів (за зростанням показника): «Latelux» ($0,94 \pm 0,11$ мм); «Charisma Classic» ($1,02 \pm 0,04$ мм); «Tetric N-Ceram» ($1,03 \pm 0,17$ мм).

Список літератури

1. Национальный стандарт Российской Федерации. ГОСТ Р 56924-2016 (ИСО 4049:2009). Материалы полимерные восстановительные. [Интернет]. Электронный фонд нормативно-технической и нормативно-правовой информации Консорциума 2013 [обновлено 2017 Лип 01; цитировано 2021 Сеп 12]. Доступно: <http://docs.cntd.ru/document/1200135162>
2. Бирюкова ММ, Бардинова НА. Лабораторная оценка физико-механических свойств отечественного фотокомпозитного пломбирочного материала «Лателюкс». Вісник стоматології. 2009;1:303.
3. Antunes PV, Ramalho A. Mechanical characterization of dental restorative composite materials. Materials Science Forum. 2004;455/456:393-7.
4. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. Clin Oral Investig. 2009 Dec;13(4):427-38.
5. Díaz-Caballero A, Tarón-Dunoyer A, Martínez-Martínez A. Data of resistance to the compression of restorative dental materials. Data Brief. 2019 Mar 6;23:103755.
6. Lerech SB, Tarón SF, Dunoyer AT, Arrieta JMB, Caballero AD. Compressive strength of glass ionomer and composite resin. In vitro study. Revista Odontológica Mexicana. 2017;21(2):e107-11.
7. Moezyzadeh M. Evaluation of the compressive strength of hybrid and nanocomposites. Journal Dental School. 2012;1:24-9.
8. Jayanthi N, Vinod V. Comparative evaluation of compressive strength and flexural strength of conventional core materials with nanohybrid composite resin core material an in vitro study. J Indian Prosthodont Soc. 2013 Sep;13(3):281-9.
9. Al Badr R. M., Hassan H. A. Effect of immersion in different media on the mechanical properties of dental composite resins. International Journal of Applied Dental Sciences. 2017;3(1):81-8.
10. Della Bona A, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. Braz Oral Res. 2008 Jan-Mar;22(1):84-9.
11. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. J Prosthet Dent. 2001 Nov;86(5):495-510.
12. Lawn BR, Deng Y, Miranda P. et al. Overview: damage in brittle layer structures from concentrated loads. J Mater Res. 2002;17(12):3019-36.
13. Peterson IM, Wuttiaphan S, Lawn BR, Chyung K. Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. Dent Mater. 1998 Jan;14(1):80-9.
14. Rhee YW, Kim HW, Deng Y, Lawn BR. Brittle fracture versus quasi-plasticity in ceramics: a simple

- predictive index. *J. Am. Ceram. Soc.* 2001;84(3):561-5.
15. Rhee YW, Kim HW, Deng Y, Lawn BR. Contact-induced damage in ceramic coatings on compliant substrates: fracture mechanics and design. *J. Am. Ceram. Soc.* 2001;84(5):1066-72.
 16. Miranda P, Pajares A, Guiberteau F. et al. Contact fracture of brittle bilayer coatings on soft substrates. *J. Mater. Res.* 2001;16(1):115-26.
 17. Chai H, Lawn BR. Cracking in brittle laminates from concentrated loads // *Acta. Mater.* 2002;50(10):2613-25.
 18. Tsai YL, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int J Prosthodont.* 1998 Jan-Feb;11(1):27-32.
 19. Chai H, Lawn B. Fracture modes in brittle coatings with large interlayer modulus mismatch. *J. Mater. Res.* 1999;14(9):3805-17.
 20. Shrotriya P, Wang R, Katsube N, Seghi R, Soboyejo WO. Contact damage in model dental multilayers: an investigation of the influence of indenter size. *J Mater Sci Mater Med.* 2003 Jan;14(1):17-26.
 21. Jung YG, Wuttiaphan S, Peterson IM, Lawn BR. Damage modes in dental layer structures. *J Dent Res.* 1999 Apr;78(4):887-97.
 22. Zhao H, Hu XZ, Bush MB, Lawn BR. Cracking of porcelain coatings bonded to metal substrates of different modulus and hardness. *J. Mater. Res.* 2001;16(5):1471-8.
 23. Dong XD, Darvell BW. Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation. *Dent Mater.* 2003 Sep;19(6):542-51.
 24. Kim JH, Miranda P, Kim D K, Lawn BR. Effect of an adhesive interlayer on the fracture of a brittle coating on a supporting substrate. *J. Mater. Res.* 2003;18(1):222-7.
 25. Chai H, Lawn B. Role of adhesive interlayer in transverse fracture of brittle layer structures. *J. Mater. Res.* 2000;(4):1017-24.
 26. Lee CS, Kim DK, Sanchez J. et al. Rate effects in critical loads for radial cracking in ceramic coatings. *J. Am. Ceram. Soc.* 2002;85(8):2019-24.
 27. Lee CS, Lawn BR, Kim DK. Effect of tangential loading on critical conditions for radial cracking in brittle coatings. *J. Am. Ceram. Soc.* 2001;84(11):2719-21.
 28. Kim HW, Deng Y, Miranda P. et al. Effect of flaw state on the strength of brittle coatings on soft substrates. *J. Am. Ceram. Soc.* 2001;84(10):2377-84.
 29. Wang Y, Darvell BW. Effect of elastic modulus mismatch on failure behaviour of glass ionomer cement under Hertzian indentation. *Dent Mater.* 2012 Mar;28(3):279-86.
 30. Wang Y, Darvell BW. Failure mode of dental restorative materials under Hertzian indentation. *Dent Mater.* 2007 Oct;23(10):1236-44.
 31. Tian KV, Nagy PM, Chass GA, Fejerdy P, Nicholson JW, Csizmadia IG, Dobó-Nagy C. Qualitative assessment of microstructure and Hertzian indentation failure in biocompatible glass ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med.* 2012 Mar;23(3):677-85.
 32. Skalskyi V, Makeev V, Stankevych O, Pavlychko R. Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis. *Dent Mater.* 2018 Mar;34(3):e46-e55.
 33. Dentistry – Determination of the strength of dental amalgam by the Hertzian indentation strength (HIT) method [Internet]. Technical Committee ISO/TC 106/SC 1 Filling and restorative materials ISO/TS 20746:2016; 2016 [updated 2020; cited 2021 Aug 8]. Available from: <https://www.iso.org/standard/68962.html>
 34. Mohandesi JA, Barzegaran V, Rafiee MA, Shafiei F. Compressive fatigue behavior of dental restorative composites. *Dental Materials Journal.* 2007;26(6):827-37.
 35. Benetti AR, Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S. Resin composites: Modulus of elasticity and marginal quality. *J Dent.* 2014 Sep;42(9):1185-92.
 36. Бірюкова ММ. Порівняльний аналіз властивостей нового вітчизняного мікрогібридного пломбувального матеріалу для відновного лікування/реставрації каріозних дефектів зубів. *Український журнал медицини, біології та спорту.* 2015;1:28-32.

References

1. Nacional'nyj standart Rossijskoj Federacii. GOST R 56924-2016 (ISO 4049:2009). Materialy polimernye vosstanovitel'nye. [Internet]. Jelektronnyj fond normativno-tehnicheskoy i normativno-pravovoj informacii Konsorciuma 2013 [obnovleno 2017 Lip 01; citirovano 2021 Ser 12]. Dostupno: <http://docs.cntd.ru/document/1200135162>
2. Birjukova MM, Bardinova NA. Laboratornaja ocenka fiziko-mehaničeskikh svojstv otechestvennogo fotokompozitnogo plombirovochnogo materiala «Lateljuks». *Visnik stomatologii.* 2009;1:303. (Russian).
3. Antunes PV, Ramalho A. Mechanical characterization of dental restorative composite materials. *Materials Science Forum.* 2004;455/456:393-7.
4. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig.* 2009 Dec;13(4):427-38.
5. Díaz-Caballero A, Tarón-Dunoyer A, Martínez-Martínez A. Data of resistance to the compression of restorative dental materials. *Data Brief.* 2019 Mar 6;23:103755.
6. Lerech SB, Tarón SF, Dunoyer AT, Arrieta JMB, Caballero AD. Compressive strength of glass ionomer and composite resin. In vitro study. *Revista Odontológica Mexicana.* 2017;21(2):e107-11.
7. Moezyzadeh M. Evaluation of the compressive strength of hybrid and nanocomposites. *Journal Dental School.* 2012;1:24-9.
8. Jayanthi N, Vinod V. Comparative evaluation of compressive strength and flexural strength of conventional core materials with nanohybrid composite resin core material an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013 Sep;13(3):281-9.
9. Al Badr R. M., Hassan H. A. Effect of immersion in different media on the mechanical properties of dental composite resins. *International Journal of Applied Dental Sciences.* 2017;3(1):81-8.
10. Della Bona A, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Braz Oral Res.* 2008 Jan-Mar;22(1):84-9.
11. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-

- ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent.* 2001 Nov;86(5):495-510.
12. Lawn BR, Deng Y, Miranda P. et al. Overview: damage in brittle layer structures from concentrated loads. *J Mater Res.* 2002;17(12):3019-36.
 13. Peterson IM, Wuttiaphan S, Lawn BR, Chyung K. Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. *Dent Mater.* 1998 Jan;14(1):80-9.
 14. Rhee YW, Kim HW, Deng Y, Lawn BR. Brittle fracture versus quasi-plasticity in ceramics: a simple predictive index. *J. Am. Ceram. Soc.* 2001;84(3):561-5.
 15. Rhee YW, Kim HW, Deng Y, Lawn BR. Contact-induced damage in ceramic coatings on compliant substrates: fracture mechanics and design. *J. Am. Ceram. Soc.* 2001;84(5):1066-72.
 16. Miranda P, Pajares A, Guiberteau F. et al. Contact fracture of brittle bilayer coatings on soft substrates. *J. Mater. Res.* 2001;16(1):115-26.
 17. Chai H, Lawn BR. Cracking in brittle laminates from concentrated loads // *Acta. Mater.* 2002;50(10):2613-25.
 18. Tsai YL, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int J Prosthodont.* 1998 Jan-Feb;11(1):27-32.
 19. Chai H, Lawn B. Fracture modes in brittle coatings with large interlayer modulus mismatch. *J. Mater. Res.* 1999;14(9):3805-17.
 20. Shrotriya P, Wang R, Katsube N, Seghi R, Soboyejo WO. Contact damage in model dental multilayers: an investigation of the influence of indenter size. *J Mater Sci Mater Med.* 2003 Jan;14(1):17-26.
 21. Jung YG, Wuttiaphan S, Peterson IM, Lawn BR. Damage modes in dental layer structures. *J Dent Res.* 1999 Apr;78(4):887-97.
 22. Zhao H, Hu XZ, Bush MB, Lawn BR. Cracking of porcelain coatings bonded to metal substrates of different modulus and hardness. *J. Mater. Res.* 2001;16(5):1471-8.
 23. Dong XD, Darvell BW. Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation. *Dent Mater.* 2003 Sep;19(6):542-51.
 24. Kim JH, Miranda P, Kim D K, Lawn BR. Effect of an adhesive interlayer on the fracture of a brittle coating on a supporting substrate. *J. Mater. Res.* 2003;18(1):222-7.
 25. Chai H, Lawn B. Role of adhesive interlayer in transverse fracture of brittle layer structures. *J. Mater. Res.* 2000;(4):1017-24.
 26. Lee CS, Kim DK, Sanchez J. et al. Rate effects in critical loads for radial cracking in ceramic coatings. *J. Am. Ceram. Soc.* 2002;85(8):2019-24.
 27. Lee CS, Lawn BR, Kim DK. Effect of tangential loading on critical conditions for radial cracking in brittle coatings. *J. Am. Ceram. Soc.* 2001;84(11):2719-21.
 28. Kim HW, Deng Y, Miranda P. et al. Effect of flaw state on the strength of brittle coatings on soft substrates. *J. Am. Ceram. Soc.* 2001;84(10):2377-84.
 29. Wang Y, Darvell BW. Effect of elastic modulus mismatch on failure behaviour of glass ionomer cement under Hertzian indentation. *Dent Mater.* 2012 Mar;28(3):279-86.
 30. Wang Y, Darvell BW. Failure mode of dental restorative materials under Hertzian indentation. *Dent Mater.* 2007 Oct;23(10):1236-44.
 31. Tian KV, Nagy PM, Chass GA, Fejerdy P, Nicholson JW, Csizmadia IG, Dobó-Nagy C. Qualitative assessment of microstructure and Hertzian indentation failure in biocompatible glass ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med.* 2012 Mar;23(3):677-85.
 32. Skalskyi V, Makeev V, Stankevych O, Pavlychko R. Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis. *Dent Mater.* 2018 Mar;34(3):e46-e55.
 33. Dentistry – Determination of the strength of dental amalgam by the Hertzian indentation strength (HIT) method [Internet]. Technical Committee ISO/TC 106/SC 1 Filling and restorative materials ISO/TS 20746:2016; 2016 [updated 2020; cited 2021 Aug 8]. Available from: <https://www.iso.org/standard/68962.html>
 34. Mohandesi JA, Barzegaran V, Rafiee MA, Shafiei F. Compressive fatigue behavior of dental restorative composites. *Dental Materials Journal.* 2007;26(6):827-37.
 35. Benetti AR, Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S. Resin composites: Modulus of elasticity and marginal quality. *J Dent.* 2014 Sep;42(9):1185-92.
 36. Birjukova MM. Porivnjal'nij analiz vlastivostej novogo vitchiznjanogo mikrogibridnogo plombuval'nogo materialu dlja vidnovnogo likuvannja/restavracii karioznych defektiv zubiv. *Ukrains'kij zhurnal medicini, biologii ta sportu.* 2015;1:28-32. (Ukrainian).

**Стаття надійшла:
30.06.2021 року.**

Резюме

Мета дослідження – провести порівняльний аналіз міцності гібридних композитів вітчизняного й імпортного виробництва під час їх локального навантаження.

За результатами виконаних експериментальних досліджень, за навантаженням руйнування P_B найбільшу міцність має композит «Charisma Classic» ($5,72 \pm 0,16$ кН), найменшу – «Latelux» ($4,23 \pm 0,53$ кН), а «Tetric N-Ceram» ($5,03 \pm 0,71$ кН) займає проміжне місце.

Для переміщення індентора отримали такий порядок розташування матеріалів (за зростанням показника): «Latelux» ($0,94 \pm 0,11$ мм); «Charisma Classic» ($1,02 \pm 0,04$ мм); «Tetric N-Ceram» ($1,03 \pm 0,17$ мм).

Ключові слова: гібридні композити для пломбування зубів, міцність.

УДК 616.314–083.27–17 : 620.179.17

ADDITIONAL CHARACTERISTICS OF HYBRID COMPOSITES FOR FILLING TEETH UNDER LOCAL MOUNTING CLOCKS

Makeev V.F.¹, Kukhta V.S.¹, Kyrmanov O.S.¹, Skalsky V.R.²

¹ Lviv National Medical University named after Danylo Halytsky, Lviv, Ukraine

² Physics and Mechanics Institute named after G.V. Karpenka National Academy of Sciences of Ukraine, Lviv, Ukraine

Summary

For the rational use of materials, it is necessary to have data on their ability to resist deformation and destruction. In particular, in each case it is necessary to have information on the stiffness, strength and resistance to destruction of materials in the specified operating conditions of the elements. To determine such strength characteristics of the material, certain studies are carried out.

According to the analysis of literature sources in the study of dental composites mainly determine the tensile strength (bending) and compression [2-10], because it is subjected to restore materials during their operation in the oral cavity.

The purpose of the study is to conduct a comparative analysis of the strength of hybrid composites of domestic and imported production during their local loading: Latelux (Latus, Ukraine), TETRIC N-CERAM (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), CHARISMA CLASSIC (Kulzer, Germany).

To conduct research, 10 samples of each dental polymer composite were made. Packaging and molding of the material into a specially designed form was performed in laboratory conditions at an air temperature of 18 - 210 °C with their subsequent polymerization with a LED photopolymer lamp Bluephase 20i (G2) (Ivoclar Vivadent). Before the test, the samples were kept for 24 hours at a temperature of 37 °C in saline.

The samples were loaded on the SVR-5 installation using a ball indenter (ball diameter mm steel SHX15, modulus of elasticity GPa, Poisson's ratio) with a speed of 0.002 mm/s.

The purpose of the study is to conduct a comparative analysis of the strength of hybrid composites of domestic and imported production during their local loading.

According to the results of experimental studies on the load of PB fracture, the Charisma Classic composite (5.72 ± 0.16 kN) has the highest strength, Latelux (4.23 ± 0.53 kN) the lowest, and Tetric N-Ceram (5.03 ± 0.71 kN) occupies an intermediate position. To move the indenter, we obtained the following order of materials (in ascending order): Latelux (0.94 ± 0.11 mm); Charisma Classic (1.02 ± 0.04 mm); Tetric N-Ceram (1.03 ± 0.17 mm).

Key words: hybrid composites for filling, strength.