

Експериментальне вивчення міцнісних параметрів ендодонтичних коронок, виготовлених із різних ортопедичних матеріалів, для відновлення зруйнованих коронок бічних зубів

Experimental Study of Strength Parameters of Endodontic Crowns Made of Various Prosthetic Materials for Restoration of Fracture Crowns of Lateral Teeth

Макеев В.Ф.¹, д.мед.н., проф.,
Скальський В.Р.², д.т.н., проф.,
член-кор. НАН України,
Павличко Р.Р.¹, магістр

¹Львівський національний медичний
університет ім. Данила Галицького

²Фізико-механічний інститут
ім. Г.В. Карпенка НАН України

Makeev V.F.¹, Skalskyi V.R.², Pavlychko R.R.¹

¹Danylo Halatskyi Lviv National Medical
University

²Karpenko Physical-Mechanical Institute of the
National Academy of Sciences of Ukraine

Адреса для кореспонденції:

Павличко Роман Романович

e-mail: rotapavlychko@gmail.com

Мета: Підвищення ефективності ортопедичного лікування дефектів коронок бічних зубів за результатами порівняльного експериментального вивчення міцнісних параметрів ендодонтичних коронок, виготовлених із різних ортопедичних матеріалів. **Методи:** Механічні випробування статичним навантаженням, спектральний аналіз сигналів акустичної емісії, ідентифікування стадій розвитку тріщиноподібних дефектів та визначення показника їх в'язкості руйнування у конструкціях «зуб–ендокоронка», виготовлених із різних матеріалів.

Результати: Взірці «зуб–ендокоронка» за здатністю чинити опір тріщиноутворенню, за першим виникненням сигналів акустичної емісії (АЕ), можна ранжувати від найміцнішого до найслабшого за типами матеріалів, з яких виготовлені зафіксовані на зубі ендокоронки, у такому порядку: Prettau Zirconia («Zirkonzahn GmbH», Німеччина), GC Initial MC («GC Corporation», Японія), IPS e.max Press («Ivoclar Vivadent», Ліхтенштейн), Fine Nano Q («Ardenia», Німеччина), а за макропоказником в'язкості руйнування — GC Initial MC, Prettau Zirconia, IPS e.max Press, Fine Nano Q. **Висновки:** У всіх зразках, під час їх стиску, руйнування розпочинається за напружень σ_{AE} значно нижчих, ніж напруження руйнування σ_M . Ендокоронки з діоксиду цирконію за появою мікротріщин знаходяться на першому місці (58 МПа), а за появою макротріщин — ендокоронки з металокераміки (80 МПа). Натомість найнижчу міцність має стоматологічний композит (16/22,5 МПа) відповідно.

Ключові слова: стоматологічні матеріали, ортопедична конструкція, ендокоронка, руйнування, акустична емісія.

Purpose: Improvement of the effectiveness of prosthetic treatment of defects in the crowns of the posterior teeth by comparative experimental study strength parameters of endodontic crowns made of various prosthetic materials. **Methods:** Performed mechanical tests with static load, spectral analysis of acoustic emission signals, identification of the stages of development of crack-like defects and determination of the index of their fracture toughness in «tooth–endocrown» structures made of different materials. **Results:** Models of «tooth–endocrown» on the ability to resist cracking, after the first occurrence of acoustic emission signals (AE), can be ranked from the strongest to the weakest of the types of materials from which fixed endocorons are made in the following order: Prettau Zirconia («Zirkonzahn GmbH», Germany), PFM GC Initial MC («GC Corporation», Japan), IPS e.max Press («Ivoclar Vivadent», Liechtenstein), Fine Nano Q («Ardenia», Germany), and the macroindicator of fracture toughness, GC Initial MC, Prettau Zirconia, IPS e. Max Press, Fine Nano Q. **Conclusions:** In all samples, during their compression, the destruction begins with stresses from achno lower than the stress fracture. The endocrown from zirconium dioxide by the appearance of microcracks is in the first place (58 MPa), and the result of the macrocracking of PFM (80 MPa), and the lowest strength has the dental composite (16/22,5 MPa), respectively.

Key words: dental materials, prosthetic construction, endocrown, fracture, acoustic emission.

ВСТУП

До найпоширеніших ортопедичних конструкцій для відновлення частково або повністю втрачених коро-

нок зубів належать конструкції на штифтовій (анкерній) основі. Водночас використання таких конструкцій у випадках значно пошкоджених та ендодонтично лікованих зубів зали-

шається проблематичним [1]. У 1999 р. Bindl і Mörmann [2] запропонували конструкцію ендокоронок, яка мала замінити штифтові зуби. Запропоновані ендокоронки є цілісною керамічною

конструкцією, розробленою на основі відомої концепції [3]. Основна мета впровадження ендокоронки полягає у можливості не застосовувати метал під час їх виготовлення, а також у забезпеченні належної адгезії керамічної реставрації з мінімальною інвазією вглиб кореневого каналу, оскільки використання корневих каналів як ложа для довгих штифтових конструкцій призводить до зниження стабільності зуба [4–6]. Ендокоронки можна виготовити за новітніми комп'ютерними технологіями та спеціальним програмним забезпеченням (CAD/CAM) [7] або формуванням керамічної маси під тиском [8, 9].

За період використання ендокоронки у практиці ортопедичного лікування проведено численні клінічні дослідження їхньої ефективності [10, 11], у яких дослідники дійшли одного висновку: ендокоронки виявились успішним рішенням і мають ряд позитивних характеристик. Зокрема, вони набагато стійкіші щодо дії сторонніх сил та впливів, ніж звичайні коронки [12]. Із біохімічної точки зору препарування під ендокоронки сприяє кращій адаптації в місці з'єднання [13, 14]. Сила стиску зосереджена на місці стику і вздовж периметра стінок коронки, що своєю чергою виключає можливість пошкодження відновлених жувальних зубів. Під час ендодонтичного лікування збереження структури зуба має важливе значення для його захисту від зламів під час жувальних навантажень і для його витривалості. Водночас міцність конструкції залежить від якості і цілісності анатомічної форми та величини збережених частин зуба, а довговічність ендодонтичного лікування значною мірою зумовлена вибором відповідного типу відновлення коронкової частини зуба і реставраційних матеріалів, які використовують для цього. Вибір матеріалів для ортопедичних конструкцій за умови забез-



Мал. 1. Зразки ортопедичних конструкцій «зуб–ендокоронка»

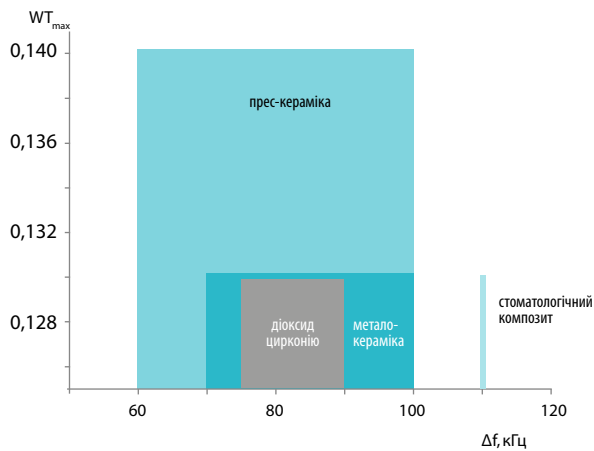
печення їхніх найкращих механічних показників залежить, зокрема, і від оптимального модуля пружності відповідних складових [15–18]. Отже, для забезпечення високої ефективності ортопедичного протезування ендокоронками необхідно ретельно вивчити механічні властивості традиційних та експериментальних матеріалів на розвиток процесів руйнування у вже готових конструкціях.

Мета дослідження – підвищити ефективність ортопедичного лікування дефектів коронок бічних зубів за результатами порівняльного експериментального вивчення міцнісних параметрів ендодонтичних коронок, виготовлених із різних ортопедичних матеріалів.

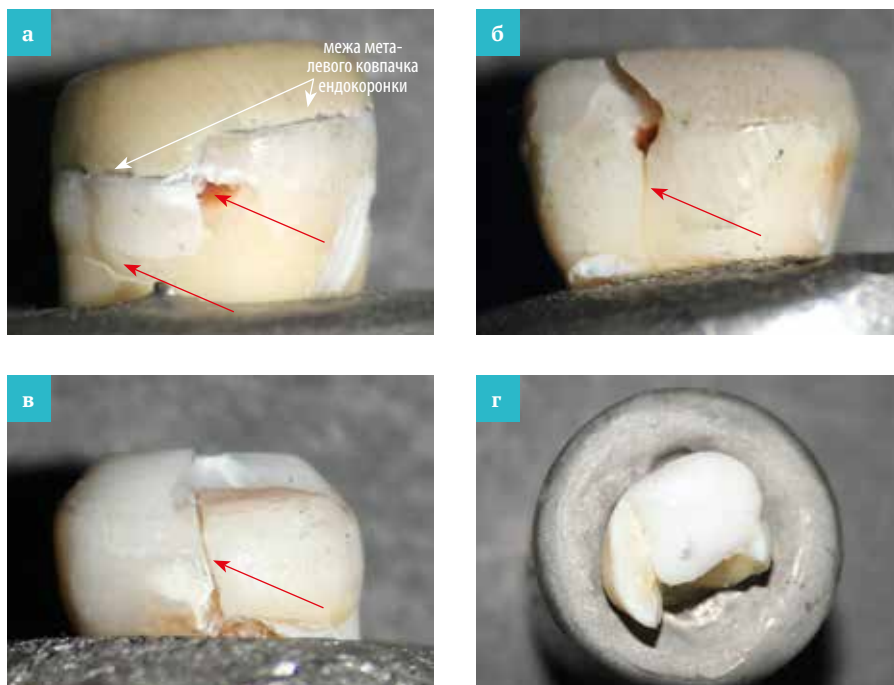
МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ

Для експериментальних досліджень відібрали 20 молярів верхньої та ниж-

ньої щелеп, видалених за медичними показаннями. Зразки конструкцій «зуб–ендокоронка» виготовляли за такою схемою. Видалені зуби механічно очищали синтетичною щіткою та ультразвуковим скалером стоматологічної установки від органічних решток під проточною водою та хімічно – при їх експозиції протягом 20 хв у 100 мл 6% розчину гіпохлориду натрію (Хloraxid 6% Cerkamed), підігрітому до 60 °С. Зуби за допомогою турбінного наконечника препарували під ендокоронки, очищали стоматологічним зондом пульпову камеру та устя каналів від залишків пульпи. Для хімічного очищення їх витримували на вібростолику у 100 мл 6% розчину гіпохлориду натрію (Хloraxid 6% Cerkamed), підігрітому до 60 °С. Зі стоматологічного гіпсу виготовляли форму, яку ділили навпіл для відливання стовпчиків із матеріалу Мелот. Очищені під проточною водою зуби розташовували усередині форми



Мал. 2. Діаграма діапазонів значень ширини смуг частот Δf локальних максимумів НВП сигналів АЕ, які генерувались під час крихкого руйнування ортопедичних конструкцій різних типів



Мал. 3. Зруйнована конструкція «зуб–цемент–ендокоронка»: а – металокераміка; б – композит; в – прес-кераміка; г – діоксид цирконію

та заливали у форму розігрітій Мелот до рівня цементо-емалевої межі зубів. Для запобігання пересушуванню на зуби за допомогою піпетки наносили воду. Зразки зубів поділили на чотири групи, з яких, пронумеровані з 1 по 5, призначалися для виготовлення ендокоронки із прес-кераміки, із 6 по 10 – із діоксиду цирконію, з 11 по 15 – із металокераміки, із 16 по 20 – із композитного матеріалу непрямим методом.

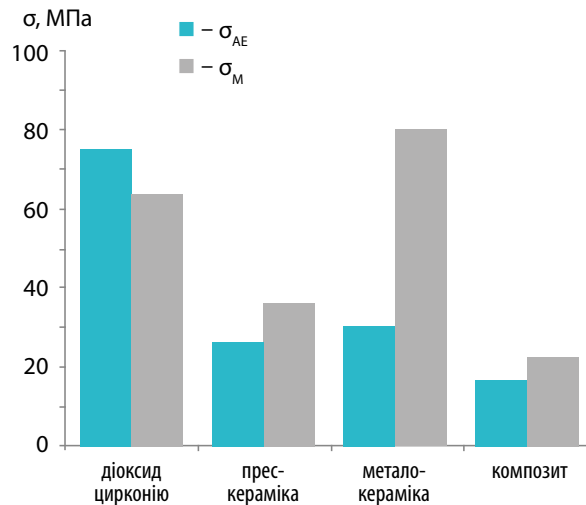
Для зразків 1–5 використали матеріал IPS e.max Press [39] – склокераміка на основі дисилікату літію (LS2) відтінок Bleach для технології пресування в печі MIM-VOGTHT. Для виготовлення ендокоронки з діоксиду цирконію зразки 6–10 сканували сканером Zircozahn 600 arti та моделювали за методикою Zircozahn у програмному забезпеченні Zircozahn.Modellier. Моделювані зразки фрезерували на

5-осьовому фрезері Zircozahn5 з матеріалу Prettauzirconia [19] та спікали у печі Zircozahn 600. Готові зразки полірували. Зразки 11–15 сканували сканером Zircozahn600 arti та моделювали за методикою Zircozahn у програмному забезпеченні Zircozahn.Modellier. Синтеризацію здійснювали за температури 1500–1600 °C протягом 9 год. На металеві каркаси наносили керамічну масу Vita [20] товщиною 2 мм та спікали у печі. Зразки 16–20 покривали лаком ViscoTescera та моделювали ендокоронки з композиту FineNano Q [21]. Полімеризовані фотополімерною лампою зразки передавали в лабораторію для додаткової полімеризації. Отримані ендокоронки та зразки обробляли у піскоструминному апараті частинками оксиду алюмінію розміром 50 мкм. Після 10 хв витримування ендокоронки в ультразвуковій ванночці їх обробляли етиловим спиртом. У зразках ендокоронки фіксували композитним цементом RelyxU200 [22] за інструкцією виробника (мал. 1). Зразки навантажували стиском на установці CBP-5 за допомогою кулькового індентора (діаметр кульки – 4 мм) зі швидкістю його переміщення 0,002 мм/с [23]. Під час експериментів на квазістатичний стиск одночасно записували акустико-емісійну інформацію за допомогою вимірювальної системи SKOP-8 [24]. Основні її налаштування: тривалість вибірки 0,5 мс; період дискретизації аналогового сигналу 0,5 мкс; частота зрізу 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). Смугою частот вимірювального АЕ тракту визначали за робочою смугою частот первинного перетворювача сигналів АЕ, яка дорівнювала 0,2...0,6 МГц. Для визначення напружень, які виникають у місці контакту кульки індентора з

матеріалом зразка, використовували розв'язок задачі Герца. За результатами АЕ ідентифіковано тип руйнування матеріалу згідно з енергетичним критерієм [25]: пластична деформація, мікротріщиноутворення, крихке руйнування (ріст макротріщини).

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

За результатами аналізу спектрального розподілу сигналів АЕ, які генерувались під час руйнування ортопедичних конструкцій різних типів, смуги їх домінуючих частот були для всіх однакові – 240–250 кГц та 400–450 кГц. Діапазони значень ширини смуг частот локальних максимумів НВП сигналів АЕ під час крихкого руйнування (мал. 3) практично збігалися для всіх типів конструкцій, окрім випадку ендокоронки зі стоматологічного композиту. Це свідчить про те, що під час стиску конструкцій процес руйнування відбувався за одним і тим самим механізмом крихкого руйнування, хоча смуги домінуючих частот різних матеріалів відрізняються між собою. Аналіз динаміки розвитку руйнування в ортопедичних конструкціях під стиском та вигляд зруйнованих зразків конструкцій (мал. 3) показують, що зародження руйнування такої конструкції починається з руйнування зуба (дентину). У табл. 1 зведено значення напружень σ_{AE} початку розвитку руйнування та міцності σ_M у конструкціях з ендокоронками з різних матеріалів. На відповідній діаграмі (мал. 4) бачимо, що у конструкціях з ендокоронкою з



Мал. 4. Діаграма напружень початку руйнування σ_{AE} та міцності σ_M в конструкціях з ендокоронками з різних матеріалів

діоксиду цирконію зародження руйнування відбувається за найвищих напружень порівняно з іншими типами конструкцій, але найвищі напруження руйнування порівняно з іншими були зафіксовані в конструкціях з ендокоронкою з металокераміки. У всіх зразках ортопедичних конструкцій під час їх стиску руйнування розпочинається за напружень нижчих, ніж їхня міцність руйнування. Водночас для конструкцій з ендокоронкою з металокераміки повне руйнування зразка відбувається за значно вищих напружень, ніж його зародження. Це можна пояснити так. Руйнування, яке розпочинається і швидко поширюється в зубі, призводить до втрати для ендокоронки жорсткості основи. У результаті подальшого деформування відбувається руйнування самої ендокоронки. Це підтверджують результати експериментів для конструкцій з ендокоронками з діоксиду цирконію, прес-кераміки

та стоматологічного композиту. У випадку ж конструкції з ендокоронкою з металокераміки, то очевидно її руйнування стримується пружним металевим ковпачком, який передбачений технологією виготовлення.

ВИСНОВКИ

Ортопедична конструкція «зуб–цемент–ендокоронка» є складною механічною системою, початок руйнування якої залежить від багатьох фізичних чинників, зокрема і від зміни геометрії основи (зуба), її біологічної природи та інших фізіологічних особливостей. Виходячи з результатів експериментів, можна стверджувати, що зародження руйнування такої системи починається з руйнування зуба. Сигнали АЕ, які супроводжують руйнування ортопедичних конструкцій на всіх його стадіях, можна розділити на два характерні типи: із концентрацією локальних мак-

Таблиця. Усереднені напруження σ_{AE} початку розвитку руйнування та σ_M міцності в конструкціях з ендокоронками з різних матеріалів

Матеріал ендокоронки	σ_{AE} , МПа	σ_M , МПа
Діоксид цирконію	58	63
Прес-кераміка	26	36
Металокераміка	30	80
Стоматологічний композит	16	22,5

симумів у частотній смузі 180–300 кГц та наявністю частотних смуг 180–300 кГц і 300–600 кГц. Максимальну енергію мають локальні максимуми у смузі частот 180–300 кГц, що за енергетичним критерієм ідентифікування типів руйнування відповідає крихкому руйнуванню (поширенню макротріщини). У всіх зразках ортопедичних

конструкцій під час їх стиску руйнування розпочинається за напружень σ_{AE} нижчих, ніж їх максимальна міцність σ_M . Водночас для конструкцій з ендокоронкою з металокераміки різниця між напруженнями зародження руйнування σ_{AE} та максимальною міцністю σ_M значно більша порівняно з іншими. Це зумовлено, очевидно, наявністю

металевого ковпачка, який робить конструкцію еластичнішою і стримує її повне руйнування за втрати жорсткості основи внаслідок руйнування зуба.

Автори висловлюють подяку зуботехнічній лабораторії «Smile Energy» (керівник Сергій Грибовський) за допомогу у виготовленні взірців.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology / M. Zahran, O. El-Mowafy, L. Tam et al. // *Int J Prosthodont.* – 2008. – 17 (5). – P. 370–377.
2. Bindl A. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years – preliminary results / A. Bindl, W. H. Mörmann // *J Adhes Dent.* – 1999. – 1(3). – P. 255–65.
3. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique / P. Pissis // *Pract Periodontics Aesthet Dent.* – 1995. – 7(5). – P. 83–94.
4. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols / L. V. Zogheib, S. Saavedra Gde, P. E. Cardoso et al. // *J Appl Oral Sci.* – 2011. – 19(6). – P. 648–654.
5. Fernandes A. S. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review / A. S. Fernandes, G. S. Dessai // *Int J Prosthodont.* – 2001. – 14(4). – P. 355–363.
6. Nagasiri R. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study / Nagasiri R., Chitmongkolsuk S. // *J Prosthet Dent.* – 2005. – 93(2). – P. 164–170.
7. CAD/CAM системи в стоматології [Електронний ресурс]. Режим доступу: URL: <http://masterdent.kiev.ua/ru/cadcam-sistemy-v-stomatologii.html> (24.11.2016).
8. Mrazek W. R. Laboratory procedures for fabricating pressable all-ceramic restorations / W. R. Mrazek // *J Dent Technol.* – 1997. – 14(3). – P. 21–31.
9. Mrazek W. R. Laboratory procedures for fabricating pressable all-ceramic restorations / W. R. Mrazek // *J Dent Technol.* – 1997. – 14(4). – P. 10–16.
10. Clinical performance of CERECAC Bluecam conservative ceramic restorations after five years – A retrospective study / Farahnaz Nejatidanesh, Mehrak Amjadi, Mohades Akouchekian, Omid Savabi // *J Dent.* – 2015. – 43(9). – P. 1076–1082.
11. Ioannidis A. Clinical prospective evaluation of zirconia-based three-unit posterior fixed dental prostheses: Up-to ten-year results / Alexis Ioannidis, Andreas Bindl // *J Dent.* – 2016. – 47. – P. 80–85.
12. Biacchi G. R. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns / G. R. Biacchi, R. T. Basting // *Oper Dent.* – 2013. – 37(2). – P. 130–136.
13. Prosthodontic crown mechanical integrity study using Speckle Interferometry / P. Slangen, S. Corn, M. Fages, F. J. Cuisinier // *Fringe 2009: 6th International Workshop on Advanced Optical Metrology* / ed. Osten W., Kujawinska M. – Berlin Heidelberg: Springer; 2009. – P. 734–738.
14. Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: insight into tooth function / P. Zaslansky, A. A. Friese, S. Weiner // *J Struct Biol.* – 2006. – 153(2). – P. 188–199.
15. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part II: evaluation of fatigue behaviour, interfaces, and in vivo studies / Dietschi D., Duc O., Krejci I. et al. // *Quintessence Int.* – 2008. – 39. – P. 117–129.
16. Asmussen E. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts / E. Asmussen, A. Peutzfeldt, T. Heitmann // *J Dent.* – 1999. – 27. – P. 275–278.
17. Drummond J. L. Thermal and cyclic loading of endodontic posts / J. L. Drummond, T. R. Toepke, T. J. King // *Eur J Oral Sci.* – 1999. – 107. – P. 220–224.
18. Heydecke G. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study / G. Heydecke, F. Butz, J. R. Strub // *J Dent* 2001. – 29. – P. 427–433.
19. The zirconia for restorations without veneering [Електронний ресурс]. Режим доступу: URL: <http://www.zirkonzahn.com/ru/prettau-zirconia/prettau-zirkon> (25.09.16).
20. GC Initial Metal Based [Електронний ресурс]. Режим доступу: URL: <http://www.gceurope.com/products/detail.php?id=64> (10.10.16).
21. Arde FGine Nano Q [Електронний ресурс]. – Режим доступу: URL: http://www.oxia.net.ua/arde_komposite (08.11.16).
22. RelyXTM U200. 3M ESPE [Електронний ресурс]. Режим доступу: URL: <http://dentmarket.com.ua/products/materialy/materialy-dlja-fiksacii/relyx-u200-klaker-11-g-3m-espe/> (08.11.16).
23. Скальський В. Р. Оцінка об'ємної пошкодженості матеріалів методом акустичної емісії / В. Р. Скальський, О. Є. Андрейків. – Львів: ВЦ ЛНУ ім. Івана Франка, 2006. – 330 с.
24. Назарчук З. Т. Акустико-емісійне діагностування елементів конструкцій: у 3 т. Т. 3: Засоби та застосування методу акустичної емісії / З. Т. Назарчук, В. Р. Скальський. – К.: Наук. думка, 2009. – 328 с.
25. Stankevych O., Skalsky V. Investigation and identification of fracture types of structural materials by means of acoustic emission analysis // *Engineering Fracture Mechanics.* – 2016. – 164. – P. 24–34.

REFERENCES

1. Zahran, M., El-Mowafy, O. L., Tam & et al. (2008). Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *Int J Prosthodont.* 17(5), pp. 370–377 (in English).
2. Bindl, A., Mörmann, W. H. (1999). Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years – preliminary results. *J Adhes Dent.*, 1(3), pp. 255–65 (in English).
3. Pissis, P. (1995). Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent.*, 7(5), pp. 83–94 (in English).
4. Zogheib, L. V., Saavedra Gde S., Cardoso, P. E. & et al. (2011). Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J Appl Oral Sci.*, 19(6), pp. 648–654 (in English).
5. Fernandes, A. S., & Dessai, G. S., (2001). Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont.*, 14(4), pp. 355–363 (in English).

6. Nagasiri, R., Chitmongkolsuk, S. (2005). Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.*, 93(2), pp. 164–170 (in English).
7. CAD/CAM systemy v stomatolohyy [Elektronnyi resurs]. Rezhym dostupu: URL: <http://masterdent.kiev.ua/ru/cadcam-sistemy-v-stomatologii.html> (24.11.2016) (in Russian).
8. Mrazek, W. R. (1997). Laboratory procedures for fabricating pressable all-ceramic restorations. *J Dent Technol.*, 14(3), pp. 21–31 (in English).
9. Mrazek, W. R. (1997). Laboratory procedures for fabricating pressable all-ceramic restorations. *J Dent Technol.*, 14(4), pp. 10–16 (in English).
10. Nejatidanesh, F., Amjadi, M., Akouchekian, M., Savabi, O. (2015). Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years – A retrospective study. *J Dent.*, 43(9), pp. 1076–1082 (in English).
11. Ioannidis, A., & Bindi A. (2016). Clinical prospective evaluation of zirconia-based three-unit posterior fixed dental prostheses: Up-to ten-year results. *J Dent.*, 47, pp. 80–85 (in English).
12. Biacchi, G. R., Basting, R. T. (2013). Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent.*, 37(2), pp. 130–136 (in English).
13. Slangen, P., Corn, S., Fages, M., & Cuisinier, F. J. (2009). Prosthodontic crown mechanical integrity study using Speckle Interferometrie. Fringe 2009: *6th International Workshop on Advanced Optical Metrology*, pp. 734–738 (in English).
14. Zaslansky, P., Friesem, A. A., & Weiner, S. (2006). Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: insight into tooth function. *J Struct Biol.*, 153(2), pp. 188–199 (in English).
15. Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I. & et al. (2008). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part II: evaluation of fatigue behaviour, interfaces, and in vivo studies. *Quintessence Int.*, 39, pp. 117–129 (in English).
16. Asmussen, E., Peutzfeldt, A., & Heitmann, T. (1999). Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.*, 27, pp. 275–278 (in English).
17. Drummond, J. L., Toepke, T. R., & King, T. J. (1999). Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci.*, 107, pp. 220–224 (in English).
18. Heydecke, G., Butz, F., & Strub, J. R. (2001). Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent.*, 29, pp. 427–433 (in English).
19. The zirconia for restorations without veneering [Elektronnyi resurs]. – Rezhym dostupu: URL: <http://www.zirkonzahn.com/ru/prettau-zirconia/prettau-zirkon> (25.09.16) (in English).
20. GC Initial Metal Based [Elektronnyi resurs]. Rezhym dostupu: URL: <http://www.gceurope.com/products/detail.php?id=64> (10.10.16) (in English).
21. Arde FGine Nano Q [Elektronnyi resurs]. – Rezhym dostupu: URL: http://www.oxia.net.ua/arde_komposite (08.11.16) (in English).
22. RelyXTM U200. 3M ESPE [Elektronnyi resurs]. Rezhym dostupu: URL: <http://dentmarket.com.ua/products/materialy/materialy-dlja-fiksacii/relyx-u200-klaker-11-g-3m-espe/> (08.11.16) (in English).
23. Skalskyi, V. R., Andreikiv, O. Ie. (2006). Otsinka ob'iemnoi poshkodzhenosti materialiv metodom akustychnoi emisii. Lviv: *VTS LNU im. Ivana Franka*. 330 s (in Ukrainian).
24. Nazarchuk, Z. T., Skalskyi, V. R. (). *Akustyko-emisiine diahnostuvannia elementiv konstruksii: u 3 t. 3: Zasoby ta zastosuvannia metodu akustychnoi emisii*. K.: Nauk. dumka, 2009, 328 s (in Ukrainian).
25. Stankevych, O., & Skalsky, V. (2016). Investigation and identification of fracture types of structural materials by means of acoustic emission analysis. *Engineering Fracture Mechanics.*, 164, pp. 24–34 (in English).

Стаття надійшла в редакцію 6 грудня 2017 року