

ПОРІВНЯЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ МІЦНОСТІ НА ЗГИНАННЯ ФОТОКОМПОЗИТНИХ СТОМАТОЛОГІЧНИХ ЕМАЛЕВИХ ГЕРМЕТИКІВ

¹Ноєнко І.В. <https://orcid.org/0000-0002-0644-2702>

¹Павленко О.В. <https://orcid.org/0000-0003-2097-4286>

²Мочалов Ю.О. <https://orcid.org/0000-0002-5654-1725>

¹Національний університет охорони здоров'я України імені П.Л. Шупика, Київ, Україна

²ДВНЗ «Ужгородський національний університет», Ужгород, Україна

yuriy.mochalov@uzhnu.edu.ua

Актуальність. Карієс зубів – це широко розповсюджене у всьому світі захворювання мультифакторіального генезу. Провідний механізм розвитку тривалий у часі дисбаланс фізіологічної рівноваги між неорганічним компонентом твердих тканин зубів і рідиною біоплівки, що формується на їх поверхні, переважання процесів демінералізації твердих тканин над процесами ремінералізації. Застосування стоматологічних емалевих герметиків показало себе ефективним в плані запобігання та зменшення інтенсивності карієсу зубів. Сучасні біоактивні полімерні герметики для емалі містять у своєму складі такі ремінералізуючі агенти, як фторид натрію, наноаморфний фосфат кальцію, бета-трикальцій фосфат, часточки біоактивного скла. Для всіх стоматологічних композитних пломбувальних матеріалів механічна стабільність є однією з передумов довгострокового клінічного успіху реставрацій та пломб, і відповідно й тимчасових захисних структур, що виготовляються з герметиків.

Ціль: порівняти міцність на згинання та модуль еластичності у трьох сучасних фотокомпозитних емалевих герметиків.

Матеріали та методи. Для трьох сучасних фотокомпозитних стоматологічних матеріалів для герметизації фісур та ямок емалі «Fissurit FX» (VOCO), «Clinpro™Sealant» (3M™ ESPE™) та «Jen-Fissufl» (ТОВ «Джендентал-Україна»), – в лабораторних умовах було виконано визначення міцності на згинання (трьох-точковий тест) та модулю пружності за Юнгом відповідно до вимог міжнародного стандарту ISO 4049:2019. Було досліджено по 6 зразків кожного матеріалу, заполімеризованих та витриманих протягом доби у вологих умовах.

Результати. Найвищими модуль пружності Юнга та міцність на згинання були у «Fissurit FX» – $5,17 \pm 0,80$ ГПа ($M=5,00$ ГПа) та $130,07 \pm 7,75$ МПа ($M=127,81$ МПа) відповідно. У «Clinpro™Sealant» модуль пружності за Юнгом становив $2,97 \pm 0,12$ ГПа ($M=3,00$ ГПа), міцність на згинання – $100,01 \pm 14,33$ ($M=96,73$) МПа. У «Jen-Fissufl» модуль пружності Юнга становив $3,47 \pm 0,52$ ГПа ($M=3,17$ ГПа), міцність на згинання – $90,91 \pm 6,66$ МПа ($M=93,02$ МПа). Досліджені показники у всіх трьох матеріалів перевищували вимоги міжнародного стандарту ISO 4049:2019.

Висновок. Проведені дослідження показали високі механічні властивості всіх трьох стоматологічних герметиків для емалі, і що вони мають потенціал витримувати тривале періодичне жувальне навантаження при функціонуванні на поверхні зубів.

Ключові слова: профілактика карієсу, герметизація емалі, фотокомпозити, міцність на згин, модуль пружності.

Актуальність. Карієс зубів – це широко розповсюджене у всьому світі захворювання мультифакторіального генезу (з переважанням інфекційного компоненту в етіології), яке викликає локалізовані ушкодження твердих тканин зубів, що призводять до руйнування та втрати останніх. Незважаючи на відносно прості методи діагностики, лікування та профілактики, вказане захворювання вважають однією з найсерйозніших проблем охорони

здоров'я [1,2]. Провідний механізм розвитку карієсу – тривалий у часі дисбаланс фізіологічної рівноваги між неорганічним компонентом твердих тканин зубів і рідиною біоплівки, що формується на їх поверхні, тобто коли процеси демінералізації твердих тканин переважають над процесами ремінералізації, що призводить до виникнення та прогресування карієсу. В ході проведення ряду досліджень було встановлено, що зменшення надходження іонів

фтору до ротової рідини та твердих тканин зубів, низький рівень доходів родини та незадовільний рівень гігієни ротової порожнини – визнані провідними комунальними факторами ризику карієсу зубів [3,4]. Тому в сучасних умовах включення фтору та інших іонів, таких як кальцій і фосфат, до складу стоматологічних емалевих герметиків показало себе ефективним в плані запобігання та зменшення інтенсивності карієсу зубів [5,6,7].

Розробка та впровадження в практику таких матеріалів потребувала свого часу вирішення задачі модифікації метакрилатних смол та створення на їх основі композитних біоактивних матеріалів, які здатні позитивно впливати на відновлення зубних тканин та підвищувати стійкість останніх до демінералізації. Тому сучасні біоактивні полімерні герметики для емалі містять у своєму складі такі ремінералізуючі агенти, як фторид натрію, наноморфний фосфат кальцію, бета-трикальцій фосфат, часточки біоактивного скла. Такі матеріали здатні нейтралізувати кислоти ротової рідини та рідини біоплівки на поверхні зуба, а також вивільняти іони, що сприяють ремінералізації емалі. Також зазначені матеріали мають здатність вивільняти, поглинати та повторно вивільняти іони кальцію, фосфат і фторид, виступаючи в ролі депо, тому у випадках початку демінералізації емалі вони здатні припиняти цей процес і повертати його у зворотному напрямку [8,9,10].

По своїй суті композитні емалеві герметики є аналогами пломб із композитних матеріалів, але вони встановлюються без виконання адгезивної підготовки поверхні емалі зуба, і відповідно адгезія до твердих тканин зуба у них розвивається за рахунок особливої композиції метакрилатних смол у складі, з додатковими адгезивними властивостями до протруєної кислотою поверхні зубної емалі (хоча окремі автори рекомендують під час герметизації фісур та ямок емалі зубів виконувати класичну адгезивну підготовку поверхні). Тому, звичайно, що до емалевого герметика не можуть бути застосовані вимоги, які висуваються до фотокомпозитних пломбувальних матеріалів, але все ж таки в окремих посиленіх власти-

востях матеріалу будуть зацікавлені лікарі-клініцисти. Тому загальновизнаним на сьогодні фактом є те, що для всіх стоматологічних композитних пломбувальних матеріалів механічна стабільність є однією з передумов довгострокового клінічного успіху реставрацій та пломб, і відповідно й тимчасових захисних структур, що виготовляються з герметиків. Іншими важливими параметрами є також виступають біосумісність і стабільність кольору. При виникненні жувального навантаження, стискання зубних рядів, несвідомого бруксизму вночі чи вдень, зуби, що містять на поверхні композитні матеріали, а також й інтактні зуби, піддаються численним механічним та хімічним впливам. Якщо механічне навантаження перевершує резерви міцності матеріалу, то в його структурі можуть виникнути тріщини та злами, це особливо стосується конструкцій, які знаходяться на оклюзійній поверхні бокових зубів [11].

Ряд оприлюднених систематичних оглядів, що були присвячені цьому питанню вказують, що перелом є однією з найчастіших причин руйнування композитних пломб та реставрацій в жувальній групі зубів. Іншим наслідком механічного перевантаження матеріалу може бути стирання та зношування, особливо оклюзійної поверхні, що клінічно виражається втратою анатомічної форми. J. Ferracane (1995) вважав, що клінічне зношування конструкцій із композитних матеріалів пов'язане безпосередньо з міцністю на вигин, в'язкістю руйнування та ступенем перетворення полімерної матриці, але загальний клінічний успіх стоматологічних композитів є багатофакторним феноменом, тому малоімовірно, що визначений перелік методів тестування *in vitro* точно передбачить клінічну ефективність пломбувального матеріалу [12,13].

Відомий цілий ряд лабораторних (кваліфікаційних) випробувань, які використовуються для характеристики механічної стійкості штучних полімерних матеріалів, вони включають також різні види випробувань на міцність на згинання (наприклад, випробування на три або чотири точки на згинання, двовісну міцність на згинання), випробування на міцність

на розтяг, випробування на міцність на стискання, в'язкість до руйнування, різні випробування поверхневої твердості та випробування для визначення модуля пружності. Крім того, зразки можна перевіряти після 24 годин занурення у воду або після штучного їх зістарювання. Інші концепції для визначення механічної «поведінки» заполімеризованих матеріалів із композитної смоли пропонують випробування на динамічне навантаження для визначення опору втоми конкретних матеріалів [14].

Міжнародний стандарт ISO 4049, який зафіксував вимоги до полімерних реставраційних матеріалів, описує лише трьох-точкове випробування на міцність на згин після 24 годин експозиції у воді. Цей тест також є найпоширенішим у світі. Для навантажених реставрацій у латеральній ділянці зубного ряду (матеріали класу I/II) тест вимагає середнього мінімального значення міцності на згинання у 80,00 МПа. Інших механічних випробувань стандарт не передбачає, хіба що окремо – сила адгезії до твердих тканин зуба, хоча ця характеристика більше стосується адгезивної системи. Для оцінювання «поведінки» матеріалу при зношуванні були розроблені різні лабораторні тести. У 2001 році Міжнародна організація стандартизації (ISO) опублікувала Технічну специфікацію щодо «Керівництва щодо випробування на зношування», яка описує 8 різних методик випробування контакту двох та/або трьох тіл. Ці методики випробувань відрізняються залежно від навантаження, кількості циклів та їх частоти, абразивного середовища, типу силового приводу, явища ковзання, тощо. На додаток до цих випробувань було розроблено багато інших видів тестів, у багатьох із них не вдається визначити протокол кваліфікації для випробувального обладнання, що обмежує їх широке застосування [8,15,16].

На сьогодні відомо, що механічна стабільність заполімеризованих композитних матеріалів на базі смол зменшується з часом, особливо при перебуванні у вологому середовищі та взаємодії з бактеріальною біоплівкою та слиною, що призводить до поглинання води, вимивання мономеру та втрати наповнювачів, що в кінцевому підсумку призводить до

деградації наповненої смоли. Тому, на думку окремих дослідників, механічні випробування полімерного стоматологічного композиту слід проводити лише після штучного його зістарювання (термоциклювання, тривала експозиція у воді або штучній слині, в етанолі). Особливо чутливими до штучного старіння є композитні стоматологічні матеріали [1].

Ціль: порівняти міцність на згинання та модуль еластичності у трьох сучасних фотокомпозитних емалевих герметиків.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Для проведення дослідження було використано три сучасних фотокомпозитних стоматологічних матеріали для герметизації фісур та ямок емалі – «Fissurit FX» (VOCO) , «Clinpro™Sealant» (3M™ ESPE™) та «Jen-Fissufl» (ТОВ «Джендентал-Україна»). Із кожного матеріалу за допомогою фторопластової форми було виготовлено й заполімеризовано стоматологічним фотополімеризатором «Lumeon GP» (Україна) по 6 стандартних зразків – висота 2,00 мм, ширина – 2,00 мм, довжина – 6,00 см. Час світлової полімеризації становив 180 секунд, після чого зразки були поміщені у вологе середовище до термостата на 24 год при температурі 37,00°C. Згодом зразки були вилучені із термостата, кожен із них був виміряний за допомогою електронного штангенциркуля (кожне вимірювання виконували тричі, в електронній таблиці фіксували середнє значення).

Після того кожен зразок було зафіксовано до пристрою для визначення міцності на згинання (трьох-точковий тест), який було встановлено на рухомій площині (швидкість руху – 1,20 мм/хв), вгорі через опорний стрижень тиск при руху пристрою, який витримував досліджуваний матеріал, передавався на тензочувствительний датчик, який було підключено до персонального комп'ютера, де результати фіксувалися та оброблялися в програмі «Керам-тест». В програмі фіксувалося максимальне навантаження на зразок, при якому відбувалося його руйнування. Для розрахунку модуля пружності Юнга додатково реєстрували обсяг ходу рухомої площини, що відображав рівень

вигину зразка та силу, прикладену до зразка. Зазвичай тест зупиняли на рівні ходу 0,10–0,15 мм, для того, аби дані не були викривлені внаслідок можливого розвитку явища текучості заполімеризованого композиту при механічному навантаженні [15,16].

Міцність зразків на згинання розраховували за наступною формулою:

$$F = \frac{3LS}{2WH^2} \quad (1),$$

де:

F – міцність на згинання,

L – максимальне навантаження,

S – відстань між крайніми точками тиску на зразок,

W – ширина зразка

H – висота зразка.

Модуль еластичності Юнга розраховували за наступною формулою:

$$E = \frac{LS^3}{4WH^3d} \quad (2),$$

де:

E – модуль еластичності (модуль Юнга);

L – максимальне навантаження;

S – відстань між крайніми точками тиску на зразок;

W – ширина зразка;

H – висота зразка;

d – згинання зразка, що відповідає навантаженню (L).

Всі результати заносилися до електронних таблиць Microsoft Excel 2016, де проводилася їх обробка із використанням методів описо-

вої статистики. Комплекс лабораторних досліджень було проведено на базі лабораторії контролю якості продукції ТОВ «Джендентал-Україна» (м. Київ).

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Дослідження властивостей зразків стоматологічного емалевого герметика «Clinpro™ Sealant» (3M™ ESPE™) показало, що середній модуль пружності за Юнгом у зразків становив $2,97 \pm 0,12$ ГПа (M=3,00 ГПа), мінімальне значення було 2,67 ГПа, а максимальне – 3,12 ГПа. Середня міцність на згинання була $100,01 \pm 14,33$ (M=96,73) МПа, мінімальне значення – 70,57 МПа, а максимальне – 125,99 МПа (табл. 1).

Проведені дослідження властивостей матеріалу «Fissurit FX» виявило, що цей герметик був міцнішим порівняно із попереднім. Середнє значення модулю пружності за Юнгом становило $5,17 \pm 0,80$ ГПа (M=5,00), мінімальне значення дорівнювало 4,12 ГПа, а максимальне – 7,02 ГПа (табл. 2).

Середня міцність на згинання у зразків була $130,07 \pm 7,75$ МПа (M=127,81 МПа), мінімальне значення дорівнювало 115,96 МПа, а максимальне – 143,70 МПа.

Показники стійкості до пружних деформацій у вітчизняного емалевого герметика для зубів «Jen-Fissufile» (ТОВ «Джендентал-Україна») були меншими від імпортованих аналогів, але перевищували вимоги міжнародного стандарту ISO 4049. Середнє значення модуля Юнга було $3,47 \pm 0,52$ ГПа (M=3,17 ГПа), мінімальне значення дорівнювало 2,99 ГПа, а максимальне – 4,10 ГПа (табл. 3). Середня міцність на згинання дорівнювала $90,91 \pm 6,66$ МПа (M=93,02

Таблиця 1

Результати вимірювання модуля пружності Юнга та міцності на згинання у зразків композитного емалевого герметика «Clinpro™ Sealant» (3M™ ESPE™)

	M±m	Median	Min.	Max.
Ширина, мм	$2,05 \pm 0,02$	2,04	2,02	2,09
Висота, мм	$2,10 \pm 0,14$	2,07	1,91	2,35
Модуль пружності, ГПа	$2,97 \pm 0,12$	3,00	2,67	3,12
Міцність на згинання, МПа	$100,01 \pm 14,33$	96,73	70,57	125,99

Таблиця 2

Результати вимірювання модуля пружності Юнга та міцності на згинання у зразків композитного емалевого герметика «Fissurit FX» (VOCO)

	M±m	Median	Min.	Max.
Ширина, мм	2,05±0,07	2,08	1,84	2,13
Висота, мм	1,90±0,08	1,90	1,78	2,03
Модуль пружності, ГПа	5,17±0,80	5,00	4,12	7,02
Міцність на згинання, МПа	130,07±7,75	127,81	115,96	143,70

Таблиця 3

Результати вимірювання модуля пружності Юнга та міцності на згинання у зразків композитного емалевого герметика «Jen-Fissufil» (ТОВ «Джендентал-Україна»)

Показники	M±m	Median	Min.	Max.
Ширина, мм	2,04±0,01	2,05	2,02	2,05
Висота, мм	1,87±0,06	1,88	1,75	1,98
Модуль пружності, ГПа	3,47±0,52	3,17	2,99	4,10
Міцність на згинання, МПа	90,91±6,66	93,02	78,03	100,34

МПа), мінімальне значення було 78,03 МПа, а максимальне – 100,34 МПа.

Отримані результати вказують, що вітчизняний матеріал для герметизації фісур та ямок зубів володів трохи слабшими механічними властивостями, порівняно із імпортованими аналогами, але все ж перевищував необхідні кваліфікаційні значення прийнятих стандартів.

Загально визнаним є факт, що міцність на згинання використовується для оцінки напруги руйнування стоматологічних матеріалів під час їх деформації. Такий показник вважають більш чутливим до незначних змін у структурі порівняно з міцністю на стискання. Так уже сталося, що герметики для ямок і фісур емалі зубів регулярно зазнають механічних навантажень при акті жування, тому такі матеріали повинні мати адекватні механічні якості для виконання власної захисної, ізоляційної та ремінералізаційної функції. Відповідно до ISO 4049 реставраційні матеріали на полімерній основі для оклюзійних поверхонь зубів повинні мати мінімальну міцність на вигин 80,00 МПа. Досліджені нами матеріали показали вищі значення, які перевищують мінімально необхідний рівень [15].

Подальші розробки та модифікації таких матеріалів – включення структур з тривалим виділенням мінералів та антисептиків, модифікація метакрилатних смол у складі в сторону створення самопротруювальних емалевих герметиків, розширення функцій депонування герметиком іонів та окремих хімічних сполук та розробка матеріалів, здатних до самостійного відновлення після механічних пошкоджень безумовно має відбуватися при збереженні оптимальних адгезивних та механічних властивостей герметиків для фісур та ямок емалі [17,16,6,11,18,19].

ВИСНОВКИ

Отже, в рамках цього дослідження вдалося визначити окремі механічні властивості трьох сучасних стоматологічних фотокомпозитних матеріалів для герметизації фісур та ямок емалі. Найвищими модуль пружності Юнга та міцність на згинання були у «Fissurit FX» 5,17±0,80 ГПа (M=5,00 ГПа) та 130,07±7,75 МПа (M=127,81 МПа) відповідно. Трохи меншими були показники у герметика «Clinpro™Sealant» (3M™ ESPE™). Модуль пружності за Юнгом ста-

новив $2,97 \pm 0,12$ ГПа ($M=3,00$ ГПа), міцність на згинання – $100,01 \pm 14,33$ ($M=96,73$) МПа. Найменшими показники були у «Jen-Fissufl» (ТОВ «Джендентал-Україна»), але перевищували вимоги міжнародного стандарту ISO 4049. Модуль пружності Юнга в матеріалі становив $3,47 \pm 0,52$ ГПа ($M=3,17$ ГПа), міцність на згинання дорівнювала $90,91 \pm 6,66$ МПа ($M=93,02$ МПа). Таким чином, проведені дослідження показали високі механічні властивості всіх трьох стоматологічних герметиків для емалі, і що всі перелічені матеріали мають потенціал витримувати тривале періодичне жувальне навантаження при функціонуванні на поверхні зубів.

Конфлікт інтересів. Автори даного рукопису стверджують, що конфлікт інтересів під час виконання дослідження та написання рукопису відсутній.

Джерела фінансування. Виконання даного дослідження та написання рукопису було виконано без зовнішнього фінансування.

REFERENCES

1. Frencken JE, Sharma P, Stenhouse L, Green D, Lavery D, Dietrich T. Global epidemiology of dental caries and severe periodontitis – a comprehensive review. *J. Clin. Periodontol.* 2017;44:94–105. DOI: 10.1111/jcpe.12677.
2. Marcenes W, Kassebaum NJ, Bernabé E, Flaxman A, Naghavi M, Lopez A, Murray CJL. Global burden of oral conditions in 1990–2010: A systematic analysis. *J. Dent. Res.* 2013;92:592–7. DOI: 10.1177/0022034513490168.
3. Arvin E, Bardow A, Spliid H. Caries affected by calcium and fluoride in drinking water and family income. *J. Water Health.* 2018;16:49–56. DOI: 10.2166/wh.2017.139.
4. Khalili Sadrabad Z, Safari E, Alavi M, Shadkar MM, Hosseini Naghavi SH. Effect of a fluoride-releasing fissure sealant and a conventional fissure sealant on inhibition of primary carious lesions with or without exposure to fluoride-containing toothpaste. *J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospect.* 2019;13:147–52. DOI: 10.15171/joddd.2019.023.
5. Skulska SV. Hermetyzatsiia fisur yak metod perynyoi profilaktyky fisurnoho kariiesu zubiv u ditei. *Suchasna stomatolohiia.* 2019; 1: 60–1. URL: http://nbuv.gov.ua/UJRN/ss_2019_1_15. [In Ukrainian]
6. Ahovuo-Saloranta A, Forss H, Walsh T, Nordblad A, Mäkelä M, Worthington HV. Pit and fissure sealants for preventing dental decay in permanent teeth. *Cochrane Database Syst. Rev.* 2017;7:CD001830. DOI: 10.1002/14651858.CD001830.pub5.
7. Al-Jobair A, Al-Hammad N, Alsadhan S, Salama F. Retention and caries-preventive effect of glass ionomer and resin-based sealants: An 18-month-randomized clinical trial. *Dent. Mater. J.* 2017;36:654–61. DOI: 10.4012/dmj.2016-225.
8. Swetha DL, Vinay C, Uloopi KS, RojaRamya KS, Chandrasekhar R. Antibacterial and Mechanical Properties of Pit and Fissure Sealants Containing Zinc Oxide and Calcium Fluoride Nanoparticles. *Contemp Clin Dent.* 2019;10(3):477–82. DOI: 10.4103/ccd.ccd_805_18.
9. Yan WJ, Zheng JJ, Chen XX. Application of fluoride releasing flowable resin in pit and fissure sealant of children with early enamel caries. *J. Peking Univ. Health Sci.* 2018;50:911–4. PMID: 30337757 [In Chinese]
10. Kosior P, Dobrzyński M, Korczyński M, Herman K, Czajczyńska-Waszkiewicz A, Kowalczyk-Zajac M, Piesiak-Pańczyszyn D, Fita K, Janeczek M. Long-term release of fluoride from fissure sealants – In vitro study. *J. Trace Elem. Med. Biol.* 2017;41:107–10. DOI: 10.1016/j.jtemb.2017.02.014.
11. Ibrahim MS, AlQarni FD, Al-Dulaijan YA, Weir MD, Oates TW, Xu HH, Melo MAS. Tuning nano-amorphous calcium phosphate content in novel rechargeable antibacterial dental sealant. *Materials.* 2018;11:1544. DOI: 10.3390/ma11091544.
12. Dejak B, Młotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J. Prosthet. Dent.* 2003;90:591–7. DOI: 10.1016/j.prosdent.2003.08.009.
13. Ferracane JL, Hopkin JK, Condon JR. Properties of heat-treated composites after aging in water. *Dent Mater.* 1995;11(6):354–8. DOI: 10.1016/0109-5641(95)80034-4.

14. Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguerio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials – A systematic review. *Dental Materials*. 2017; 33(3): e101–4. DOI: 10.1016/j.dental.2016.11.013
15. ISO 4049:2019. Dentistry – Polymer-based restorative materials. International Organization for Standardization; Geneva, Switzerland. 2019. 29 p.
16. Ibrahim MS, Alabbas MS, Alsomaly KU, Al-Mansour AA, Aljouie AA, Alzahrani MM, As-seri AA, AlHumaid J. Flexural Strength, Elastic Modulus and Remineralizing Abilities of Bioactive Resin-Based Dental Sealants. *Polymers (Basel)*. 2021;14(1):61. DOI: 10.3390/polym14010061.
17. Tüzüner T, Dimkov A, Nicholson JW. The effect of antimicrobial additives on the properties of dental glass-ionomer cements: A review. *Acta Biomater. Odontol. Scand*. 2019;5:9–21. DOI: 10.1080/23337931.2018.1539623.
18. Alamri A, Salloom Z, Alshaia A, Ibrahim MS. The Effect of Bioactive Glass-Enhanced Orthodontic Bonding Resins on Prevention of Demineralization: A Systematic Review. *Molecules*. 2020;25:2495. DOI: 10.3390/molecules25112495.
19. AlShahrani SS, AlAbbas MAS, Garcia IM, Al-Ghannam MI, AlRuwalli MA, Collares FM, Ibrahim MS. The antibacterial effects of resin-based dental sealants: A systematic review of in vitro studies. *Materials*. 2021;14:413. DOI: 10.3390/ma14020413.

Article history:

Received: 16.11.2022

Revision requested: 18.11.2023

Revision received: 06.03.2023

Accepted: 25.03.2023

Published: 30.05.2023

COMPARATIVE STUDY OF FLEXURAL STRENGTH OF PHOTOCOMPOSITE DENTAL ENAMEL SEALANTS

Noenko I.V., Pavlenko O.V., ¹Mochalov I.O.

National University of Health Care of Ukraine named after P.L. Shupryk, Kyiv, Ukraine

¹Uzhhorod National University, Uzhhorod, Ukraine

yuriy.mochalov@uzhnu.edu.ua

Background. Dental caries is a widespread worldwide disease of multifactorial genesis. The leading mechanism of its development is a long-term imbalance of the physiological balance between the inorganic component of the teeth hard tissues and the liquid biofilm formed on their surface, the predominance of the demineralization processes in hard tissues over the processes of remineralization. The use of dental enamel sealants has proven to be effective in preventing and reducing the intensity of dental caries. Modern bioactive polymer sealants for enamel contain such remineralizing agents as sodium fluoride, nanoamorphous calcium phosphate, beta-tricalcium phosphate, and particles of bioactive glass. For all dental composite filling materials, mechanical stability is one of the prerequisites for the long-term clinical success of restorations and fillings, and accordingly, temporary protective structures made of sealants.

Aim: to compare the flexural strength and modulus of elasticity of three modern photocomposite enamel sealants.

Materials and methods. In laboratory conditions for three modern photocomposite dental materials for sealing fissures and pits of enamel «Fissurit FX» (VOCO), «Clinpro™ Sealant» (3M™ ESPE™) and «Jen-Fissufil» (Jendental-Ukraine LLC) a flexural strength (three-point test) and elastic modulus were determined in accordance with the requirements of the international standard ISO 4049:2019. 6 samples of each material, polymerized and kept for a day in humid conditions, were examined.

Results. The highest elastic modulus and flexural strength were in «Fissurit FX» – 5.17±0.80 GPa (M=5.00 GPa) and 130.07±7.75 MPa (M=127.81 MPa), respectively. In «Clinpro™ Sealant» the elastic modulus was 2.97±0.12 GPa (M=3.00 GPa), the flexural strength was 100.01±14.33 (M=96.73) MPa. In «Jen-Fissufil» the elastic modulus was 3.47±0.52 GPa (M=3.17 GPa), the flexural strength was 90.91±6.66 MPa (M=93.02 MPa). The studied indicators of all three materials exceeded the requirements of the international standard ISO 4049:2019.

Conclusion. The performed studies showed high mechanical properties of all three dental sealants for enamel and that they have the potential to withstand long-term periodic masticatory load when functioning on the surface of teeth.

Key words: caries prevention, enamel sealing, photocomposites, flexural strength, modulus of elasticity.