

С.А. Николаенко¹⁻⁴,
д.м.н., профессор, ведущий научный
сотрудник; директор; директор;
руководитель

Е.В. Печенегина^{2,4},
стоматолог-терапевт

А.И. Зубарев¹⁻⁴,
к.м.н., стоматолог-терапевт-ортопед,
старший научный сотрудник; зав.
ортопедическим отделением; сотрудник;
специалист по эстетике

Ю.В. Федоров^{2,4},
научный сотрудник

У. Лобауэр⁵,
доктор (PhD), руководитель Научно-
исследовательской лаборатории
биоматериалов стоматологической
клиники № 1

¹ Федеральный исследовательский центр
«Красноярский научный центр» СО РАН

² Профессорская стоматология «ЗубНик»,
Красноярск

³ Российско-германский центр «Эстетика»,
Красноярск

⁴ ЦДПО «Профессорская практика»,
Красноярск

⁵ Фридрих-Александр университет
Эрлангена-Нюрнберга, Германия

Сравнительная характеристика износостойкости современных полимерных композитов

Резюме. В последние годы одним из наиболее распространенных недостатков реставраций на основе полимерных композитов является низкая износостойкость. Она приводит к потере анатомической формы реставрации. Новое поколение текучих композитных материалов пользуется популярностью среди стоматологов из-за простоты использования, но их износостойкость все еще вызывает клиническую озабоченность. Целью данного исследования было сравнение износостойкости 9 современных стоматологических материалов, включая конденсируемые и текучие композиты. В качестве антагонистов использовались образцы зубной эмали или образцы сферической формы из мыльного камня. Степень износа каждого материала оценивали с помощью профилометра. Для определения текстуры и неровностей поверхности применяли стерео- и электронную микроскопию. Большинство композитов показали хорошую износостойкость. При использовании мыльного камня и бугорков зубной эмали в качестве антагонистов различались как потери объема субстрата, так и состояние поверхности композитов.

Ключевые слова: износостойкость, полимерные композиты, антагонисты, жевательный симулятор

Summary. In the past years one of the most common failure of resin-based material restorations was the low wear resistance, which led to loss of anatomical form. New generation flowable composite resin materials are popular among dentists because of their easy handling but their wear resistance constitutes a clinical concern. The aim of the present study was to compare the wear resistance of the resin composite materials when as antagonists different materials, steatite and enamel were used. 9 contemporary dental materials including both condensable composites and flowable composites were compared. The specimens of each material were subjected to two-body wear tests, using a chewing simulator. The wear region of each material was examined under profilometer, measuring the vertical loss (μm) and the volume loss (mm^3) of the materials. Additionally, SEM analysis and stereomicroscopy was performed to assess surfaces irregularities. The majority of composites demonstrated a good wear resistance. Different surface state of the composites and volume loss values were measured among composites when enamel and steatite balls were used as antagonists.

Key words: wear resistance, resin composite materials, steatite balls antagonists, chewing simulator

Общепризнано, что в последнее время значительно повысились требования пациентов к эстетической реставрации зубов, включая оптимизацию цвета. Полимерные композитные материалы очень популярны у стоматологов из-за простоты их использования [12, 14]. Они все чаще заменяют другие малоэстетичные реставрационные материалы, такие как амальгама. Одним из наиболее распространенных недостатков реставраций на основе полимерных композитов является их низкая износостойкость, которая может привести к потере анатомической формы отреставрированного зуба. Сейчас прилагаются усилия для устранения недостатков путем модификации размера, объема и формы

наполнителей. Успешность усилий несомненна, но низкая износостойкость все еще вызывает озабоченность при проведении масштабных прямых реставраций. Эта проблема является предметом обсуждения с клинической точки зрения.

Амальгама и керамика считаются износостойкими материалами, но полимерные композиты демонстрируют более высокую износостойкость, благодаря своему составу [1, 11, 16]. Износ стоматологических материалов представляет собой процесс, зависящий от многих факторов. Важную роль при этом может играть среда полости рта, функция жевания и абразивные свойства пищи, вид реставрационных материалов, привычки

(чистка зубов зубной щеткой) и парафункциональная деятельность, например бруксизм [5, 9, 10]. Поэтому вопрос, может ли износ стоматологического материала привести к возникновению проблем, все еще остается спорным.

Первая проблема заключается в потенциальном вреде, который может быть причинен организму человека вследствие попадания отделившихся частиц материала в пищеварительный тракт или дыхательные пути. Вторая проблема представляет собой особый интерес к биологическим последствиям для жевательного аппарата в связи с изменениями плоскостей прикуса [7].

Износостойкость стоматологических материалов интенсивно изучается во многих исследованиях как *in vitro*, так и *in vivo*, но пока не существует оптимального метода ее оценки. Из-за сложности процесса износ трудно поддается точному измерению. Основным преимуществом исследований *in vivo* является то, что износ измеряется в реальной среде полости рта с учетом всех биологических особенностей. С клинической точки зрения оценку износа можно проводить с применением как прямых, так и непрямых методов. Прямые методы включают в себя визуальный осмотр и наблюдение в соответствии с наиболее часто используемыми критериями оценки реставраций (USPHS-критерии).

Это быстрый и недорогой метод, однако неточный из-за субъективных результатов. Непрямые методы, использующие оттиски и модели протезов, представляют собой более точные методы, но требуют значительных временных и финансовых затрат [4, 8, 13].

Целью настоящего исследования является сравнительная характеристика износостойкости полимерных композитов при использовании в качестве антагониста зубной эмали или образцов сферической формы из мыльного камня.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследовании использовались девять современных, коммерчески доступных полимерных композитных материалов (шесть конденсируемых и три текучих). В табл. 1 представлены виды и состав композитных материалов.

Восемь образцов каждого реставрационного материала, применяемого для прямых реставраций, были изготовлены с использованием алюминиевых держателей длиной 10 мм и глубиной 3 мм. Отверждение каждого слоя материала проводили фотополимеризационной лампой Elipar TriLight (3M ESPE) с максимальной интенсивностью света 750 мВт/см². Для удаления

Таблица 1. Вид и состав полимерных композитных материалов

Композит	Вид	Полимерная матрица	Наполнитель	Размер наполнителя, мкм	Масса наполнителя, %	Объем наполнителя, %
G-aenial posterior (GC)	МГ	UDMA, диметакрилат без bis-GMA	Предполимеризированный диоксид кремния/лантаноидный фторид Фторалюминиевый силикат/диоксид кремния Пирогенный диоксид кремния	16–17 мкм >100 нм <100 нм	77	65
G-aenial Universal Flo (GC)	НГ	UDMA, Bis-MEPP, TEGDMA	Диоксид кремния Стронциевое стекло	16 нм 200 нм	69	50
Venus (Heraeus Kurzer)	МГ	Bis-GMA, TEGDMA	Фторидное стекло (с фторидами бария, алюминия) Диоксид кремния	0,7–2,0 мкм 0,01–0,04 мкм	78	61
GrandioSO (VOCO)	НГ	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA	Стеклокерамика Диоксид кремния	1 мкм 20–40 нм	89	73
GrandioSO Flow (VOCO)	НГ	HEDMA, Bis-GMA, TEGDMA	Стеклокерамика Диоксид кремния	1 мкм 20–40 нм	80,2	—
GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	НГ	HEDMA, Bis-GMA, TEGDMA	Стеклокерамика Диоксид кремния	1 мкм 20–40 нм	83	—
Tetric Evoceram (Ivoclar Vivadent NA)	НГ	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	Бариевое стекло	550 нм (40–3000 нм)	80	68
Ceram X duo (Dentsply)	НГ	Полисилоксан, модифицированный диметакрилатом, Bis-GMA, TEGDMA	Боросиликатное стекло (с оксидами бария, алюминия) Нанонаполнитель Нанокерамические частицы	1,1–1,5 10 нм 2,3 нм	76	57
Filtek Supreme XTE (3M ESPE)	НН	Bis-GMA,UDMA, TEGDMA, Bis-EMA, PEGMA	Неспеченный/неагрегатированный диоксид кремния Неспеченный/неагрегатированный диоксид циркония Агрегатированный диоксид циркония/агрегатированный кластер частиц диоксида циркония/диоксида кремния	20 нм 4–11 нм	78,5	63,3

Примечание. Здесь и в табл. 2: МГ — микрогибридный, НГ — наногибридный, НН — нанонаполненный.



Рис. 1. Жевательный симулятор CS8 (SD Mechatronik, Германия)

излишков материала самый верхний слой покрывался майларовой пленкой. Затем плоские образцы обрабатывались шлифовальной бумагой на основе SiC с зернистостью 1000 до гладкого однородного состояния. В качестве антагонистов использовали мыльный камень и образцы из зубной эмали. Мыльный камень — многокомпонентный мелкопористый кристаллический керамический материал, состоящий из диоксида кремния и оксида магния с небольшим содержанием диоксида титана, оксидов железа, кальция, калия и натрия. Антагонисты из мыльного камня имели сферическую форму с диаметром 6 мм, имитирующую бугорки зубной эмали.

В качестве антагонистов из зубной эмали были использованы удаленные верхние коренные зубы, распиленные на отрезном станке с алмазным диском (Isomet, Buehler) для того, чтобы отделить небные бугорки. Образцы фиксировались в алюминиевых держателях светоотверждаемым композитом для фиксации штифтов (LuxaCore, DMG, Германия) с использованием фотополимеризационной лампы Elipar Trilight. Перед проведением испытания образцы выдерживали в дистиллированной воде при температуре 37°C в течение 24 часов.

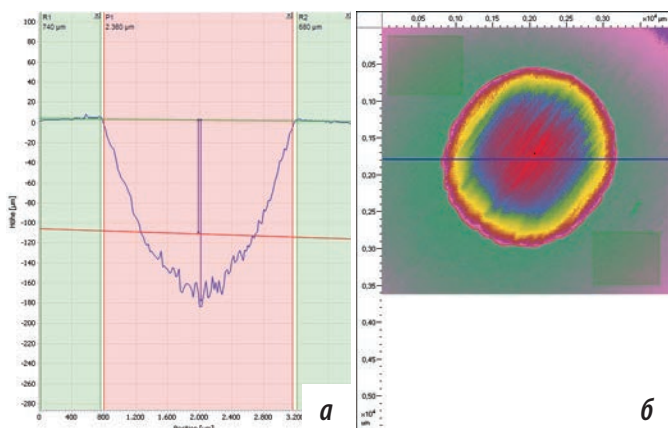


Рис. 2. Измерение высоты износа (а) и объема износа (б) образца Filtek Supreme XTE с антагонистом из мыльного камня при помощи бесконтактного профилометра. На самом глубоком участке отчетливо видны бороздки

Для воссоздания процесса жевания образцы и антагонисты были зафиксированы в жевательном симуляторе CS8 (SD Mechatronik, Германия; рис. 1). В каждой камере использовался груз весом 5 кг (соответствует 50 Н), а значение скользящего движения было установлено на 0,7 мм. Частота движения антагонистов составляла 1,7 Гц, каждый жевательный цикл повторялся 120 000 раз. В процессе жевания *in vitro* использовалась вода температурой 37°C для симуляции среды полости рта и удаления отделившихся в процессе износа частиц с поверхности материала.

Степень износа оценивалась с помощью бесконтактного профилометра высокого разрешения, оснащенного датчиками белого света CyberSCAN CT 100 (Cyber Technologies, Германия), позволяющими выполнять измерения в вертикальном направлении с точностью до 3 нм. При этом использовалось программное обеспечение CHRcodile S 600 (Cyber Technologies, Германия) и камера высокого разрешения, подключенная к датчику света, измерявшего объем износа (в мм³) и высоту износа (в мкм) оригинальных образцов (рис. 2). Участки материалов, не подвергавшихся воздействию истирания, служили в качестве контрольных поверхностей (поверхностей сравнения).

После измерений износа поверхности истирания подвергались изучению под стереомикроскопом Stemi SV6 (Zeiss, Германия) для определения текстуры и неровностей поверхности, представляющих характер износа.

Для проведения электронной микроскопии (SEM) образцы были зафиксированы на алюминиевых штифтах с золотым напылением, исследования проводились с 250-кратным увеличением (Leitz ISI 50, Akashi, Япония).

Статистическая обработка результатов проводилась методами параметрической статистики. Для оценки различий между объемом износа композитов применялся однофакторный дисперсионный анализ с последующими множественными сравнениями по критерию Шеффе. Влияние разных антагонистов — из зубной эмали и мыльного камня — определялось с помощью парного *t*-критерия Стьюдента. Различия принимались значимыми при $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Проведенные исследования выявили существенные различия среди испытуемых материалов. В результате измерения износа было установлено, что наногибридный композит G-aenial Universal Flo имеет наименьший показатель износа, а материал Filtek Supreme XTE — соответственно наибольший (табл. 2). Объем износа был выше в группе, где в качестве антагониста использовался мыльный камень, чем в группе, где использовалась зубная эмаль. Материалы G-aenial posterior, G-aenial Universal Flo и GrandioSO не продемонстрировали существенного различия между двумя видами антагонистов.

Исследование с помощью электронного микроскопа выявило, что поверхности образцов при использовании различных антагонистов отличаются друг от друга. В группе, где в качестве антагониста использовались шарики из мыльного камня (рис. 3, слева), участок износа выглядел шероховатым и имел бороздки в направлении скольжения. И наоборот, поверхности всех испытуемых образцов в группе, где в качестве антагониста использовались бугорки зубной эмали, были более ровными (рис. 3, справа).

Материал Ceram X duo (рис. 3, а) продемонстрировал более однородное истирание поверхности, были обнаружены лишь небольшие ямки. В группе, где антагонистом была зубная эмаль, поверхность материала Ceram X duo также потрескалась. Более крупные предполимеризованные частицы наполнителя имели наилучшее сцепление с полимерной матрицей.

У материала Filtek Supreme XTE (рис. 3, б) произошло отслаивание частиц наполнителя, заметное на обоих изображениях. В группе, в которой в качестве антагониста использовался мыльный камень, материал показал более ровную поверхность, но потрескался в группе, где антагонистом выступала зубная эмаль. Материал G-aenial posterior (рис. 3, в) имел идентичные поверхности образцов в обеих группах. Он показал более ровную поверхность с минимальными царапинами и бороздками.

С материалом G-aenial Universal Flo (рис. 3, г) получались разные изображения. Когда в качестве антагониста использовался мыльный камень, его поверхность была ровной без заметного расслоения наполнителя, при взаимодействии с зубной эмалью отслаивание наполнителя было очевидным, но поверхность была ровной с минимальными трещинами.

Область истирания в образце GrandioSO Flow (рис. 3, д) и GrandioSO Heavy Flow (рис. 3, е) при использовании мыльного камня имела царапины и выглядела более шероховатой, чем поверхности других материалов. Было несколько отслоившихся наполнителей, в основном перпендикулярно направлению скольжения, в то время как поверхность образца GrandioSO Flow имела локальные повреждения. При использовании в качестве антагониста зубной эмали поверхности образцов GrandioSO Flow, GrandioSO Heavy Flow, GrandioSO (рис. 3, ж) и Venus (рис. 3, и) были достаточно ровными, но с высокой плотностью отделившихся при износе частиц. При использовании мыльного камня материал Venus продемонстрировал большее количество ямок в области истирания, чем другие материалы. Материал GrandioSO представил относительно ровную поверхность

с небольшим количеством неглубоких ямок из-за смещения мелких частиц наполнителя.

Tetric EvoCeram (рис. 3, к) показал сравнительно ровную поверхность. Изредка встречаются поверхностные пустоты после отслаивания частиц наполнителя. В отличие от других материалов при применении зубной эмали материал Tetric EvoCeram имел повреждения, сопровождаемые самой большой высотой и объемом износа из-за локализованных участков с серьезными разрушениями.

ВЫВОДЫ

Полученные результаты соответствуют данным предыдущих исследований, показавших, что полимерные композиты обладают самой высокой износостойкостью среди всех материалов [6, 11, 15]. Для улучшения износостойкости и прочностных характеристик текучих композитов были разработаны новые текучие материалы с более высокой степенью наполнения. Например, содержание наполнителя в материалах GrandioSO Flow и GrandioSO Heavy Flow составляет по массе соответственно 80,2 и 83,0%. В отличие от данных N.L. Clelland и соавт. (2005), продемонстрировавших, что текучие композитные материалы подвержены большему износу, чем их конденсируемые эквиваленты, настоящее исследование показало, что текучие полимерные материалы имеют идентичную или лучшую износостойкость в сравнении с конденсируемыми композитами [3]. Микрогибридный композит G-aenial posterior продемонстрировал более значительный износ, чем G-aenial Universal Flo. Такой результат может показаться неожиданным из-за низкой степени наполнения G-aenial Universal Flo по сравнению с G-aenial posterior. Возможным объяснением этого явления может служить тот факт, что G-aenial Universal Flo содержит частицы наполнителя меньшего размера, чем G-aenial posterior. По мнению S. Beun и соавт. (2007), производство текучих композитов с такими же механическими и физическими свойствами, как

Таблица 2. Средний объем износа (в мм³) полимерных композитов при использовании мыльного камня и бугорков зубной эмали в качестве антагонистов

Композит	Вид	Мыльный камень	Бугорки зубной эмали	Значимость различий
G-aenial Posterior	МГ	0,340±0,070 ^{d,e}	0,260±0,060 ^c	0,065
G-aenial Universal Flo	НГ	0,160±0,015 ^a	0,180±0,066 ^{a,d}	0,463
GrandioSO	НГ	0,260±0,127 ^{b,c,d}	0,210±0,056 ^{a,d,c}	0,392
GrandioSO Flow	НГ	0,230±0,045 ^b	0,180±0,034 ^{a,d}	0,012
GrandioSO Heavy Flow	НГ	0,240±0,063 ^{b,c}	0,160±0,028 ^a	0,020
Tetric EvoCeram	НГ	0,320±0,052 ^{c,d,e}	0,250±0,074 ^{d,c}	0,017
Ceram X duo	НГ	0,260±0,065 ^{b,c,d}	0,160±0,052 ^a	0,000
Filtek Supreme XTE	НН	0,370±0,047 ^e	0,220±0,041 ^{a,d,c}	0,000
Venus	МН	0,310±0,040 ^{b,c,d,e}	0,180±0,077 ^{a,d}	0,005

Примечание. Одни и те же надстрочные буквы обозначают статистически идентичные подгруппы ($p > 0,05$) внутри одного столбца. Цифры, выделенные полужирным шрифтом, обозначают статистическую значимость различий ($p < 0,05$).

у традиционных микрогибридных композитов, возможно путем добавления в них наночастиц [2].

Различия на изображениях поверхностей испытуемых материалов, обусловленные использованием разных антагонистов — мыльного камня и зубной эмали, были особенно очевидными для таких материалов, как G-aenial Universal Flo, Filtek Supreme XTE, GrandioSO Flo, GrandioSO Heavy Flow и Venus. В целом на изображениях можно заметить, что поверхность материалов, где в качестве антагониста использовался мыльный камень, имела больше царапин и они были более шероховатыми, чем у материалов, где в качестве антагониста

использовалась зубная эмаль. Эти различия возникли, по-видимому, из-за более шероховатой поверхности шариков из мыльного камня. Но исследованные композиты, антагонистами которым выступала зубная эмаль, показали значительное смещение наполнителей, а в некоторых случаях более потрескавшиеся поверхности. Возможной причиной могло послужить то, что меньшая площадь контакта композита с эмалью привела к увеличению усталостного напряжения, что вызвало образование трещин.

В рамках данного исследования мы пришли к заключению, что большинство наногибридных

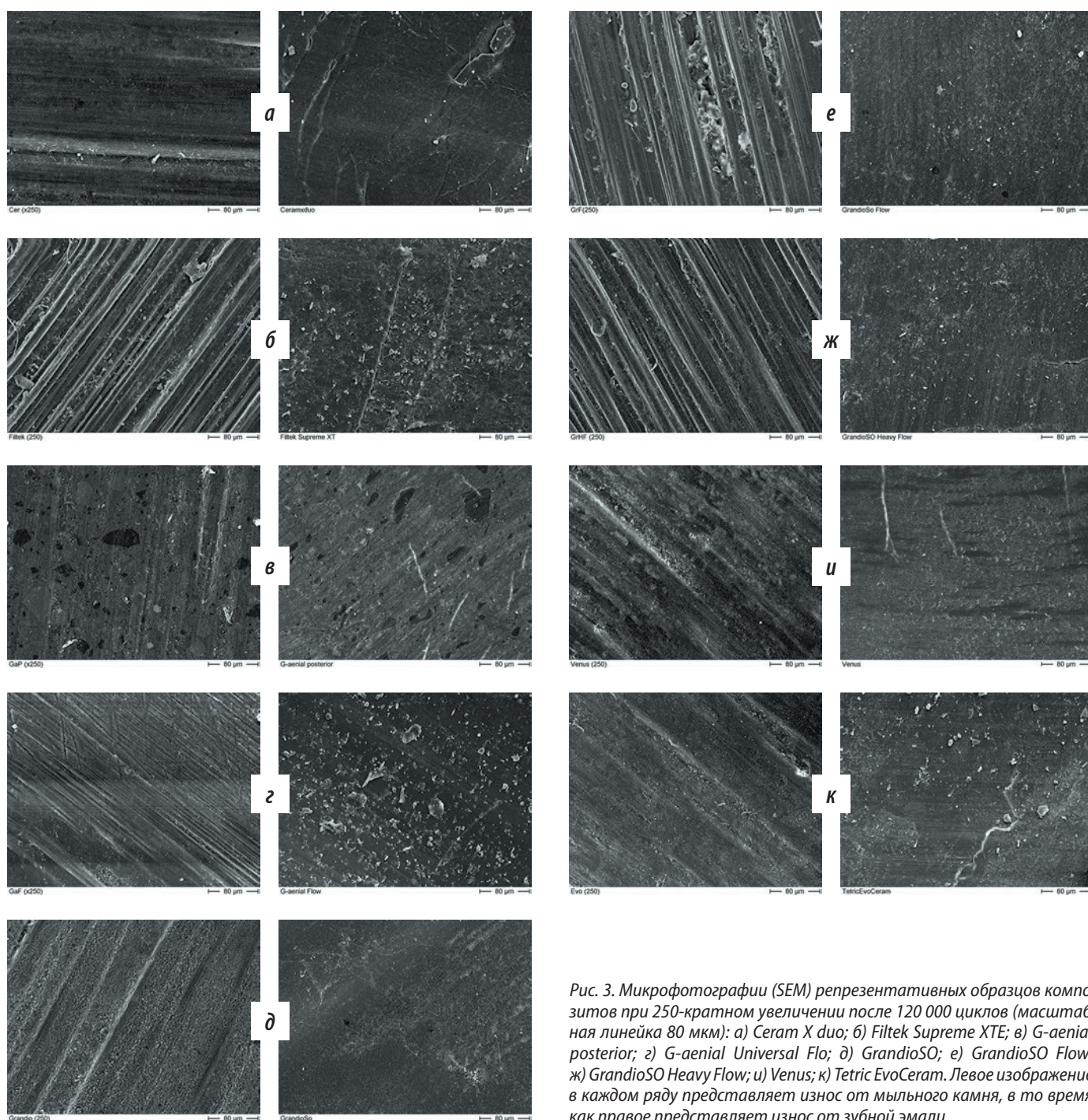


Рис. 3. Микрофотографии (SEM) репрезентативных образцов композитов при 250-кратном увеличении после 120 000 циклов (масштабная линейка 80 мкм): а) Ceram X duo; б) Filtek Supreme XTE; в) G-aenial posterior; г) G-aenial Universal Flo; д) GrandioSO; е) GrandioSO Flow; ж) GrandioSO Heavy Flow; и) Venus; к) Tetric EvoCeram. Левое изображение в каждом ряду представляет износ от мыльного камня, в то время как правое представляет износ от зубной эмали

композиатов (GrandioSO, GrandioSO Flow и Heavy Flow, G-aenial Universal Flo и Ceram X duo, за исключением Tetric EvoCeram) подходит не только для небольших реставраций на участках отсутствия окклюзионного контакта, но и для реставраций окклюзионных поверхностей. Они могут быть использованы для масштабных реставраций, включая реставрации бугорков, обладают

хорошей износостойкостью, аналогичной износостойкости амальгамы. Кроме того, новое поколение текучих материалов с повышенной степенью наполнения имеет лучшую износостойкость, чем некоторые традиционные композиты. Самые лучшие результаты были выявлены, в частности, у материала G-aenial Universal Flo.

ЛИТЕРАТУРА:

1. **Abesi F., Safarcherati H., Sadati J. et al.** In vitro wear of Ionofil Molar AC quick glass-ionomer cement. — *Indian J Dent Res.* — 2011; 22 (5): 731.
2. **Beun S., Glorieux T., Devaux J. et al.** Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. — *Dent Mater.* — 2007; 23 (1): 51—9.
3. **Clelland N.L., Pagnotto M.P., Kerby R.E. et al.** Relative wear of flowable and highly filled composite. — *J Prosthet Dent.* — 2005; 93 (2): 153—7.
4. **Ferracane J.L.** Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? — *Dent Mater.* — 2013; 29 (1): 51—8.
5. **Hahnel S., Schultz S., Trempler C. et al.** Two-body wear of dental restorative materials. — *J Mech Behav Biomed Mater.* — 2011; 4 (3): 237—44.
6. **Han J.M., Zhang H., Choe H.S. et al.** Abrasive wear and surface roughness of contemporary dental composite resin. — *Dent Mater J.* — 2014; 33 (6): 725—32.
7. **Heintze S.D., Zellweger G., Grunert I. et al.** Laboratory methods for evaluating the wear of denture teeth and their correlation with clinical results. — *Dent Mater.* — 2012; 28 (3): 261—72.
8. **Heintze S.D., Barkmeier W.W., Latta M.A. et al.** Round robin test: wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators—supplement to the round robin test of 2005. — *Dent Mater.* — 2011; 27 (2): 1—9.
9. **Kakuta K., Wonglamsam A., Goto S. et al.** Surface textures of composite resins after combined wear test simulating both occlusal wear and brushing wear. — *Dent Mater J.* — 2012; 31 (1): 61—7.
10. **Kyoizumi H., Yamada J., Suzuki T., Kanehira M., Finger W.J., Sasaki K.** Effects of toothbrush hardness on in vitro wear and roughness of composite resins. — *J Contemp Dent Pract.* — 2013; 14 (6): 1137—44.
11. **Ornaghi B.P., Meier M.M., Lohbauer U. et al.** Fracture toughness and cyclic fatigue resistance of resin composites with different filler size distributions. — *Dent Mater.* — 2014; 30 (7): 742—51.
12. **Sumino N., Tsubota K., Takamizawa T. et al.** Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions. — *Acta Odontol Scand.* — 2013; 71 (3): 820—7.
13. **Turssi C.P., Ferracane J.L., Serra M.C.** Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. — *Dent Mater.* — 2005; 21 (7): 641—8.
14. **Wang L.** Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated toothbrushing. — *J Appl Oral Sci.* — 2012; 20 (5): 510—6.
15. **Zantner C., Kielbassa A.M., Martus P. et al.** Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. — *Dent Mater.* — 2004; 20 (3): 277—85.
16. **Zhao J., Weng Y., Xie D.** In vitro wear and fracture toughness of an experimental light-cured glass-ionomer cement. — *Dent Mater.* — 2009; 25 (4): 526—34.