

Л.А. Казеко, М.Г. Киселев, О.А. Круглик, А.Ю. Круглик
**Сравнительная оценка износа твердых тканей зубов и
стоматологических материалов**

В статье приведены результаты сравнительной оценки износа твердых тканей зубов и стоматологических материалов. Полученные результаты позволяют выбрать оптимальный материал для реставрации зубов с повышенным стиранием.

Ключевые слова: повышенное стирание зубов, патологическая стираемость зубов, износ твердых тканей зубов, износ стоматологических материалов.

Долговечность и эстетичность – наиболее важные требования, предъявляемые к стоматологическим материалам. Амальгама, как пломбировочный материал, представляет собой эталон долговечности в терапевтической стоматологии. Тем не менее, в последнее время ее применение сокращается за счет более широкого использования менее долговечных, но более эстетичных композиционных материалов.

Одно из условий долговечности реставраций – устойчивость к износу. Первые композиционные материалы характеризовались невысокой износостойкостью. В 1973 году по результатам 3-х летнего клинического испытания анатомическая форма (оценка «alfa» по критериям USPHS, Ryge, Svar, 1971) сохранилась лишь у 15% реставраций, в результате чего Dr. Phillips сделал вывод «...использование композиционных материалов в полостях II класса по Блеку противопоказано...». В 1986 Neumann et al. сообщили о сохранении анатомической формы у 70-86% реставраций за 2-х летний период.

Оценку износа композиционных материалов проводили не только прямыми клиническими методами, но и путем изучения состояния реставраций на моделях. Согласно результатам оценки износа композитов (по методу Leinfelder), микрофильные материалы стирались меньше, чем традиционные (111-113μ и 150-199μ соответственно). Среднегодовой износ композитов, по данным Leinfelder, составил 30-50μ. В 2001 году ADA (American Dental Association – американская стоматологическая ассоциация) модифицировала критерии одобрения композиционных материалов для жевательных зубов. Вместо критерия износа «не более 250μ за 4 года» была введена оценка в течение 18 месяцев. Износ оценивался за период с 6 до 18 месяцев наблюдения выполненных реставраций (т.е. за год) и не должен был превышать 50μ. В настоящее время большинство композиционных материалов соответствуют этому критерию. Долгосрочные исследования подтвердили эффективность реставраций малого и среднего размера. Казалось бы, вопрос решен. Однако согласно методу Leinfelder, на модели оценивают края реставраций, сравнивая со стандартными моделями, отличающимися на 0,1 мм. Данный метод предполагает равномерный износ всей поверхности реставрации и характеризуется быстрым выполнением, небольшой стоимостью и недооценкой износа [18]. Используя трехмерное сканирование, Braem et al., Mair et al., установили, что износ в области окклюзионных контактов в 2-3 раза больше,

чем износ вне контактов. Ekfelt and Olio выявили 3-4-х кратное различие в износе композиционного материала, стали и керамики [11]. Кроме того, имеется тенденция к расширению показаний к использованию композиционных материалов при реставрации дефектов некариозной и кариозной этиологии [13].

В последнее время в литературе часто встречается описание клинических случаев восстановления окклюзионных поверхностей композиционными материалами, например при эрозиях небных поверхностей резцов. Такое лечение стало возможным благодаря совершенствованию адгезивных систем. При реставрации кариозных дефектов классические показания к изготовлению пломб в области жевательных зубов были разработаны Миликевичем еще в 1969 году – ИРОПЗ (индекс разрушения окклюзионной поверхности зуба) 0,3-0,4 [3]. Величина кариозной полости не должна превышать 2/3 межбугрового расстояния. В современных исследованиях выявлено, что при учете глубины разрушения кариозной полости – ИГРКЗ 0,5 и ИРОПЗ 0,5, пломбирование дефектов фотоотверждаемым композиционным материалом неприемлемо в связи с ростом напряжения, возникающего при усадке композиционных материалов во время полимеризации [7]. Тем не менее при обследовании 162 студентов выявлено, что на жевательных зубах пломбы занимали более 40% площади окклюзионной поверхности, в 67,9% случаев. При анализе величины пломб во фронтальных зубах установлено, что пломбы занимали более 40% площади поверхности в 25,7% случаев [9]. Существуют научно обоснованные рекомендации перекрывать бугры композиционным материалом при восстановлении эндодонтически леченных жевательных зубов [1].

Учитывая вышесказанное, несмотря на удовлетворительную устойчивость к износу большинства реставрационных материалов, на сегодняшний день остается неясным прогноз больших реставраций, находящихся в непосредственном окклюзионном контакте и прогноз реставраций, выполненных у пациентов с привычкой сжимать зубы или скрежетать зубами [11]. Клинические методы оценки износа требуют дополнительных временных и материальных затрат, продолжительных сроков наблюдения. Лабораторное моделирование износа реставрационных материалов в условиях, приближенных к условиям в полости рта – эффективный метод оценки износа существующих и новых стоматологических материалов, позволяющий получить предварительные результаты в течение непродолжительного периода.

Оценка износа давно и широко применяется при технических испытаниях новых материалов, особенно в различных отраслях промышленности. Стенды для триботехнических испытаний сконструированы для технических испытаний. Как правило, антагонист (притир) движется по образцу непрерывно, совершая поступательное (по кругу) либо возвратно-поступательное перемещение по образцу. Такие движения не характерны для жевательного аппарата человека, поэтому для оценки износа реставрационных материалов предложен ряд методов, учитывающих анатомо-физиологические характеристики процесса жевания. Нами проведен анализ существующих методов. Различия обусловлены: материалом антагониста (металлический,

керамический, полиформальдегидный стержень, исследуемый материал, бугры удаленных зубов), размерами образцов (4-12 мм), видом выполняемых движений (непрерывное скольжение, прерывистое кручение, прерывистое скольжение), средой проведения испытаний (дистиллированная вода, кашицеобразная масса, имитирующая пищу), длиной пути скольжения (0,62-8 мм), величиной нагрузки (1,6-24,5 Н/мм²), количеством циклов нагрузки (10 000-560 000) [15]. Мерой оценки анализируемых методов нами были избраны анатомо-физиологические характеристики зубочелюстной системы.

В полости рта износ окклюзионных поверхностей происходит за счет нескольких механизмов. Жевательный цикл состоит из подготовительной фазы, фазы раздавливания и скольжения. Подготовительная фаза начинается с момента открывания рта и продолжается до контакта с пищевым комком. В фазе раздавливания взаимодействуют зубы и пищевой комок до момента смыкания зубов, жевательные силы распределяются в пищевом комке (происходит взаимодействие трех тел – истирание незакрепленным абразивом, находящимся в контакте двух поверхностей – абразия). Фаза скольжения начинается с момента раздавливания пищевого комка и контакта антагонистов (во время контакта антагонистов жевательная сила сконцентрирована на площади окклюзионных контактов – происходит взаимодействие двух тел и износ обоих элементов пары трения – стирание, жевательная сила направлена перпендикулярно к поверхности антагониста). Скольжение продолжается до начала подготовительной фазы, длится 0,1-0,24 сек. Иногда после фазы раздавливания может наступать следующий цикл, без фазы скольжения [18]. Продолжительность жевательного цикла составляет 1 сек.

Согласно литературным данным, в течение года человек совершает 240 000-250 000 жевательных циклов [12]. Известно, что трение всухую, без присутствия жидкости, вызывает более значимый износ твердых тканей зубов, а коэффициент трения стабилизируется после 100 первых циклов нагрузки [17]. В лабораторных условиях максимальное стирание материалов наблюдали в течение первых 20 000 циклов нагрузки, после 40 000 циклов износ большинства материалов стабилизировался [20].

Исходя из известной величины выносливости периодонта к нагрузке и количества окклюзионных контактов на соответствующих зубах, была рассчитана величина нагружения антагониста. Так, выносливость периодонта первого моляра к нагрузке составляет 265-325 Н [4], количество контактных точек – от 5 до 15 [8], площадь окклюзионных контактов увеличивается с возрастом от 20 до 59 лет – с 0,9-1,8 мм² до 6,5-7,2 мм² соответственно [5]. Мы приняли число контактных точек, равное 5, рассчитанная площадь одной контактной точки с учетом возраста (40-50 лет) составила 1,1-1,4 мм², величина средней нагрузки (половины выносливости периодонта к нагрузке) в одной контактной точке – 27-33 Н.

Известно, что вид движения антагониста влияет на механизмы износа в паре трения. При возвратно-поступательном реципрокном движении (антагонист постоянно скользит по образцу в обоих направлениях) и однонаправленном (прерывистое скольжение в одном направлении) перемещении в

одних и тех же материалах наблюдаются различные механизмы износа [2,20], поэтому данному параметру было уделено особое внимание.

Среди ранее предложенных методов оценки износа наиболее близким к расчетным данным оказался метод OHSU (Oregon Health State University). Моделирование 50 000 жевательных циклов соответствует 2,5 месяцам функционирования зубочелюстной системы. Мы модифицировали метод OHSU, поскольку для изучения износа твердых тканей зубов необходимо изготовить образец из твердых тканей зуба (эмали или дентина). Согласно методу OHSU изготавливаются образцы размером 5x15 мм, в то время как высота коронок зубов человека колеблется в пределах 5,5-10,5 мм. Форма коронок зубов варьирует в зависимости от групповой принадлежности. Получить образец эмали или дентина такой величины не представляется возможным. Кроме того, известно, что средняя длина ската бугра жевательного зуба и резцового пути составляет 4-5 мм. Созданное нами устройство соответствует вышеперечисленным характеристикам и позволяет провести сравнительную оценку износа твердых тканей зубов и стоматологических материалов, поскольку длина пути скольжения образца составляет 4 мм, а длина образцов – 6 мм.

Для оценки износа применяют измерение глубины образовавшейся бороздки либо вычисляют объем стертого композита, информативность обоих способов одинакова [14], поэтому мы использовали измерение глубины образовавшейся бороздки.

Материалы и методы

Для оценки устойчивости к износу были выбраны следующие материалы: эмаль, дентин удаленных зубов человека, хромоникелевая сталь, керамика Omega, «Vita» и композиционные материалы (табл. 1).

Таблица 1. Исследуемые композиционные материалы

Название	Органическая матрица	Наполнитель	Размер частиц, мкм	% весовой	% объемный
Filtek Z250	Bis-GMA, UDMA, bis-EMA	цирконий, кремний	0,19-3,3	82	60
Filtek Supreme XT	Bis-GMA, bis-EMA, UDMA, TEGDMA	цирконий, кремний	0,02-0,075	78,5	59,5
Filtek Supreme XT Flowable	Bis-GMA, bis-EMA, UDMA, TEGDMA	цирконий, кремний	0,005-0,02	68	51,5
Dyract eXtra	Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	стронций-алюминий-фтор-кремниевое стекло	0,8	60	-
QuiXfil	UDMA, TEGDMA	стронций-алюминий-	1,0 Мин. макс.	86	66

		натрий-фтор-фосфат-силикатное стекло	10		
--	--	--------------------------------------	----	--	--

Из вышеперечисленных материалов изготавливали образцы шириной 3 мм, толщиной 2 мм, длиной не менее 6 мм; отверждение композиционных материалов проводили полимеризационной лампой «Heraeus Kulzer», в течение 40 сек засвечивали каждые 3 мм длины образца. Затем образцы фиксировали самотвердеющей пластмассой в фиксаторах образцов. После отверждения пластмассы проводили шлифовку и полировку зафиксированных образцов наждачной бумагой, последовательно уменьшая степень абразивности до 2500. Антагонисты изготавливали как из эмали, так и из дентина, диаметром 4 мм, придавая форму конуса со сглаженной вершиной; проводили шлифовку и полировку дисками Sof-Lex, 3М, фиксировали в фиксаторах антагонистов. Образцы и антагонисты помещали в воду на 24 ч перед проведением исследования.

Фиксатор образца укрепляли в ванну, которую заполняли жидкой абразивной средой, приготовленной из 3 г маковых зерен, 1,5 г крупинок полиметилметакрилата и 15 мл воды. Фиксатор антагониста соединяли с устройством для нагружения антагониста. После включения аппарат производил в автоматическом режиме 50 000 циклов прерывистых поступательных истирающих движений в жидкой абразивной среде, имитирующей содержимое полости рта, при температуре $23 \pm 2^\circ\text{C}$, с частотой 1 Гц. Во время скольжения к антагонисту прикладывалась увеличивающаяся нагрузка от 8Н до 28Н. Затем антагонист перемещался вверх, а образец – горизонтально в исходное положение, не контактируя при этом с антагонистом. После завершения стирания фиксатор антагониста извлекали из аппарата. Ванну извлекали из аппарата, жидкую абразивную среду удаляли и извлекали фиксатор образца. Износ образца оценивали с помощью профилометра-профилографа модели 252 «Калибр» путем измерения глубины образовавшихся бороздок. Продолжительность испытания одной пары образец-антагонист составила 13 ч. 16 мин, площадь контактной поверхности антагониста соответствовала ожидаемой рассчитанным данным. Статистическая обработка данных выполнялась методом Манна-Уитни.

Результаты.

Средняя глубина износа образцов приведена в табл. 2.

Таблица 2. Средняя глубина износа образцов

№ группы	Образец	Антагонист	Средняя глубина износа, μ	SD(\pm)
1	эмаль	эмаль	12,69	3,84
2	дентин	дентин	202,92	105,29
3	дентин	эмаль	753,5	44,29
4	Filtek Supreme	эмаль	100	16,58

	ХТ			
5	Filtek Z250	эмаль	74,33	21,81
6	Dyract eXtra	эмаль	214,17	32,57
7	Filtek Supreme ХТ Flowable	эмаль	207,67	40,48
8	QuiXfil	эмаль	349,33	45,65
9	хромоникелевая сталь	эмаль	5,81	2,01
10	Omega	эмаль	12,67	5,13

Наименьший износ по сравнению со всеми исследованными материалами наблюдался в образцах хромоникелевой стали, $p=0,0163$. При сравнении величины износа керамики из керамической массы Omega и эмали статистически значимых различий не выявлено, ($p>0,05$). Тем не менее наблюдались достоверные различия между износом хромоникелевой стали и керамики, $p=0,0283$.

Стирание дентина (антагонист – дентин) не отличалось от такового композита Filtek Supreme ХТ (антагонист – эмаль) ($p>0,05$), компомера Dyract eXtra (антагонист – эмаль) ($p>0,05$) и текучего композита Filtek Supreme ХТ Flowable (антагонист – эмаль) ($p>0,05$). Значительно меньше стирались Filtek Z250 ($p=0,0176$), хромоникелевая сталь ($p=0,0062$), Omega ($p=0,0062$) в сравнении с дентином (антагонист – дентин). Между стиранием дентина (антагонист – дентин) и дентина (антагонист – эмаль) ($p=0,0062$), как и QuiXfil ($p=0,0176$), выявлены существенные различия.

Износ дентина (антагонист – эмаль) был максимальным и достоверно отличался от всех остальных групп, $p=0,0090$.

Среди композиционных материалов получены следующие данные. Стирание Filtek Supreme ХТ не отличалось от Filtek Z250, ($p>0,05$). Не выявлено различий износа Dyract eXtra и Filtek Supreme ХТ Flowable, ($p>0,05$). QuiXfil стирался значимо больше, чем Filtek Supreme ХТ, Filtek Z250, Dyract eXtra и Filtek Supreme ХТ Flowable и меньше, чем дентин (антагонист – эмаль). Износ текучего композита сравним с износом компомера и меньше износа QuiXfil, но больше Filtek Supreme ХТ и Filtek Z250.

Результаты и обсуждение

Полученные нами данные о более интенсивном стирании дентина по сравнению с эмалью и о незначительном износе стали и керамики полностью согласуются с данными литературы [6] и сопоставимы с результатами клинических исследований [16].

Интересны данные о стирании композитов. Между стиранием дентина, композитов Filtek Supreme ХТ, Filtek Supreme ХТ Flowable и компомера Dyract eXtra не выявлено статистически значимых различий. Более устойчивым оказался Filtek Z250, что позволяет его рассматривать как материал выбора для восстановления окклюзионных поверхностей при повышенном стирании зубов.

По сравнению со стиранием дентина (антагонист – эмаль) наиболее устойчивые к износу композиционные материалы – Filtek Z250 и Filtek Supreme XT – стирались в 6-8 раз меньше.

Более интенсивный износ Filtek Supreme XT Flowable по сравнению с Filtek Supreme XT можно объяснить различной величиной объемного наполнения, поскольку вид и размер наполнителя в обоих композитах сходен, отличия имеются в процентном соотношении органическая матрица-наполнитель. Выявленные различия в стирании в 2,1 раза сходны с данными, полученными оригинальным методом OHSU [10].

Отсутствие различий величины стирания Filtek Supreme XT и Filtek Z250 также можно объяснить одинаковым процентом объемного наполнения, поскольку в данном случае различия в размере частиц, 0,02-0,075 μ и 0,19-3,3 μ соответственно, не сыграли значительной роли. Однако износ композиционных материалов объясняется не только процентом объемного наполнения, что подтверждают данные о статистически значимо большем износе QuiXfil, предназначенного для реставраций жевательных зубов. Несмотря на большее объемное наполнение QuiXfil по сравнению с Filtek Supreme XT и Filtek Z250, стирание было более выражено, что может быть объяснено размером частиц наполнителя (10 мкм). Известно, что при величине частиц наполнителя более 1,5 мкм увеличивается расстояние между ними, что определяет большее повреждающее действие пищи и более выраженный износ [16]. Результаты исследований стирания пакуемых композитов [19] также свидетельствуют о равном либо большем износе этих материалов по сравнению с универсальными микрогибридными композиционными материалами, обладающими величиной наполнения 60об% и более.

Сходство величины износа Filtek Supreme XT Flowable и компомера Dyract eXtra, видимо, обусловлено, отсутствием силанизации части наполнителя компомера. Стирание компомера и текучего композита было в 2,8-2,9 раза больше микрогибридного композита. Полученные нами результаты сходны с данными литературы [21].

На процесс износа влияют не только процент наполнения, но и вид наполнителя, сила его связи с органической матрицей. Наполнение менее 48 объемных процентов всегда сопровождается повышенным износом материалов. В то же время композиты с достаточно высоким объемным процентом наполнения не всегда демонстрируют высокую устойчивость к износу. Материалы с размером частиц более 3 мкм сегодня встречаются гораздо реже, чем в 90-х годах. Имеется тенденция к выпуску композитов с более мелким наполнителем, и лабораторные тесты подтверждают, что износ таких композитов сравним с износом традиционных микрогибридов. Органическая матрица большинства композиционных материалов представляет собой смесь различных мономеров.

Таким образом, большая часть микрогибридных композиционных материалов отличается видом наполнителя, органической матрицы, силой связи наполнителя и матрицы. Поскольку износ – процесс, определяемый множеством факторов, нельзя выделить единственный критерий, по которому

можно спрогнозировать износостойкость реставрационных материалов и лабораторное моделирование остается методом быстрой и надежной оценки износа.

Среди исследованных нами композиционных материалов Filtek Z250 и Filtek Supreme XT обладали минимальным износом, статистически достоверно отличавшимся от износа дентина, что позволяет рекомендовать данные материалы как наиболее устойчивые к износу для реставрации окклюзионных поверхностей.

Литература

1. Адилханян, В. А. Особенности восстановления зубов после эндодонтического лечения: автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21 / В. А. Адилханян. М.: Центр. науч.-исслед. ин-т стоматологии МЗ РФ, 2003. 25 с.
2. Гаркунов, Д. Н. Триботехника. Износ и безызносность / Д. Н. Гаркунов. М.: МСХА, 2001. С. 617.
3. Клемин, В. А. Морфофункциональная и клиническая оценка зубов с дефектами твердых тканей / В. А. Клемин, А. В. Борисенко, П. В. Ищенко. 2004. 112 с.
4. Лебеденко, И. Ю. Функциональные и аппаратурные методы исследования в ортопедической стоматологии / И. Ю. Лебеденко, Т. И. Ибрагимов, А. Н. Ряховский. М.: МИА, 2003. 128 с.
5. Линченко, И. В. Морфологические особенности окклюзионных поверхностей зубов в различные возрастные периоды: автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21 / И. В. Линченко. Волгагр. акад., 1998. 28 с.
6. Николаенко, С. А. Исследование износа восстановительных материалов и зубов-антагонистов *in vitro* / С. А. Николаенко [и др.] // Стоматология. 2006. № 4. С. 9–13.
7. Терещенко, Е. Н. Совершенствование методов ортопедического лечения дефектов твердых тканей зубов вкладками: автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21. Минск: БГМУ, 2004. 21 с.
8. Шварц, А. Д. Биомеханика и окклюзия зубов / А. Д. Шварц. М.: Медицина, 1994. 207 с.
9. Шумакова, Е. В. Медицинский журнал. 2006. № 2. С. 108–110.
10. Clelland, N. L. Relative wear of flowable and highly filled composite / N. L. Clelland [et al.] // J Prosthet Dent. 2005. № 93. P. 153–157.
11. Ferracane, J. L. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for *in vitro* wear simulating devices / J. L. Ferracane // Dental materials. 2006. epub.P. 4.
12. Gohring T., N. Attritional wear and abrasive surface alterations of composite resin materials *in vitro* / T. N. Gohring, M. J. Besek, P. R. Schmidlin // J Dent. 2002. V. 30. P. 119–127.
13. Hemmings, K. W. Tooth wear treated with direct composite restoration at an increased vertical dimension: Results at 30 month / K. W. Hemmings, U. R. Darbar, S. Vauhan // J Prostet Dent. 2000. V. 83, № 3. P. 287–293.

14. Heintze, S. D. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials / S. D. Heintze [et al.] // Dent Mater. 2005. epub. P. 12.
15. ISO/TS. Dental materials – Guidance on testing wear. Part2; Wear by two- and/or three body contact.
16. Lambrechts, P. Degradation of tooth structure and restorative materials: A review / P. Lambrechts [et al.] // Wear. 2006. P. 7.
17. Li, H. Wear behaviour of human teeth in dry and artificial saliva condition / H. Li, Z.R. Zhou // Wear. 2002. № 249. P. 980– 984.
18. DeLong, R. Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear / R. DeLong // Dental materials. 2006. epub. P. 10.
19. Turssi, C. P. Comparative study of the wear behavior of composites for posterior restorations / C. P. Turssi // J Mater Sci: Mater Med. 2007. № 18. P. 143–147.
20. Yap, A.U.J. Effects of cyclic loading on occlusal contact area wear of composite restoratives / A.U.J. Yap. S.H. Teoh, C.L. Chew // Dental materials. 2002. № 18. P. 149–158.
21. Zantner, C. Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers / C. Zantner [et al.] // Dental Materials. 2004. № 20. P. 277–285.