

ОРИГИНАЛЬНАЯ СТАТЬЯ

Влияние излучения лазера Er: YAG (Erbium-doped yttrium aluminium garnet — Лазер на иттрий-алюминиевом гранате с эрбием) и лазера Er, Cr: YSGG (Erbium, Chromium doped Yttrium Scandium Gallium Garnet — Лазер на иттрий-скандий-галлиевом гранате с эрбием и хромом) на адгезию к эродированному дентину

Таиза Монтейро Рамос, Тианэ Монтейро Рамос-Оливейра, Патрисия Морейра де Фрейтас, Нилтон Азамбужа младший, Марселла Естевес-Оливейра, Норберт Гуткнехт, Карлос Эдуардо де Паула

Принято издательством: 2 июля 2012 года. Утверждено: 15 апреля 2013 года.

© Springer-Verlag, Лондон 2013 г.

Резюме: В настоящее время доступно достаточно ограниченное количество информации об эродированном дентине. Это исследование посвящено оценке влияния различных способов обработки поверхности на морфологию эродированного дентина и прочность сцепления адгезивной системы с субстратом при микрорастяжениях (μ TBS, microtensile bond strength). Девяносто шесть извлеченных третьих коренных зубов были случайным образом разделены на восемь групп ($n = 12$), сформированных по типу обработки поверхности и используемой адгезивной системы: Группа 1: Контроль и Clearfil SE Bond [SE], Группа 2: Алмазный бор [DB] и SE, Группа 3: Er:YAG лазер (60 мДж, 2 Гц, 0,12 Вт, 19,3 Дж/см²) и SE, Группа 4: Er,Cr:YSGG лазер (50 мДж, 30 Гц, 1,5 Вт, 4,5 Дж/см²) и SE, Группа 5: Контроль и Single Bond [SB], Группа 6: DB и SB, Группа 7: Er:YAG лазер и SB, Группа 8: Er,Cr:YSGG лазер и SB. Для использования этих зубов в исследовании на протяжении 5 дней проводилась их циклическая эрозионная обработка путём погружения в 0,05 М лимонную кислоту (pH 2,3, 10 минут, 6 раз в день) и в перенасыщенный нейтральный раствор (pH 7,0, на 1 час между кислотными обработками). С этими образцами были соединены исследуемые композитные материалы (согласно инструкций производителей). После 24 часовой выдержки в дистиллированной и деионизированной воде (37 °C) эти образцы (имеющие стержнеобразную форму) проходили μ TBS тест. Все группы прошедшие обработку поверхности были исследованы с помощью сканирующей электронной микроскопии ($n=4$). Полученные значения прочности (в мегапаскалях) анализировали с помощью двустороннего дисперсионного анализа и проверяли по критерию Тьюки ($\alpha=0,05$). Все типы обработки поверхности привели к определённым изменениям эродированного дентина. Группа 4 обладала самой высокой прочностью сцепления (28,3 $\pm$ 9,2 МПа), которая была существенно выше, чем во всех остальных группах ($p<0,05$). Было показано, что обработка поверхности Er,Cr:YSGG лазером (4,5 Дж/см², 50 мДж, 30 Гц, 140 мкс), перед соединением с самопротравливающей адгезивной системой, значительно увеличивает адгезию к эродированному дентину в сравнении с обычной обработкой.

Ключевые слова: Дентин, эрозия, прочность сцепления при микрорастяжениях, Er:YAG лазер, Er,Cr:YSGG лазер, СЭМ

Вступление

За последнее десятилетие произошло существенное увеличение среднего возраста и качества жизни людей, и вследствие этого существенно увеличилась нагрузка на зубы, что существенно увеличило распространённость и тяжесть их повреждений. Кроме того, из-за сочетания таких негативных факторов как повышенное потребление кислой пищи, стрессы, психосоматические расстройства пищевого поведения и гастроэзофагеальные заболевания, эрозия зубов превратилась серьёзную проблему для дантистов [1] и важный объект исследований по всему миру [2].

Эрозия зубов определяется как локализованная, хроническая, необратимая потеря твёрдого вещества зуба из-за химических процессов, которые растворяют минеральные вещества. В отличие от зубного кариеса, это заболевание не включает воздействие кислот, вырабатываемых бактериями зубной полости. Эрозия зубов возникает из-за хелатирующих веществ и кислот, поступающих из пищи, лекарств и других внешних источников [3–5]. Соответственно, она имеет сложную и многофакторную этиологию, включающую взаимодействие нескольких химических, биологических и поведенческих факторов [5, 6].

Т. М. Рамос (автор для переписки), Т. М. Рамос-Оливейра, Р. М. де Фрейтас.

Н. Азамбужа младший, С. Эдуардо де Паула.

Особая лаборатория лазеров в стоматологии (LELO),

Кафедры реставрационной стоматологии, Школа

Стоматологии, Университет Сан-Паулу (USP), Ав. Проф.

Линеу Престес, 2227—Цидаде Университária,

05508-000 Сан-Паулу, СП, Бразилия

E-mail: thaysamramos@hotmail.com

М. Естевес-Оливейра, Н. Гуткнехт

Кафедра хирургической стоматологии, пародонтологии и профилактической стоматологии (ZPP).

Университет Аахена, Паушелстр. 30, 52074 Аахен, Германия

Опубликовано он-лайн 7 мая 2013 г.

Логотип

При высоком эрозионном износе, который включает повреждения структурной целостности и ухудшение эстетики, необходимо проводить восстановительное лечение [5, 7]. Оно необходимо для уменьшения термальной чувствительности, предотвращения поражения пульпы зуба и дальнейшей кислотной эрозии, абразивных повреждений зубной пастой, попадания еды, возникновения дискомфорта языка и щёк, а также для восстановления эстетики и увеличения устойчивости ткани зуба [8, 9].

Благодаря развитию адгезивных систем и концепции минимально инвазивного восстановительного лечения [10], прямые композитные реставрации стали обычными процедурами, которые эффективно восстанавливают поражённые эрозией зубы [7]. Они обязаны обеспечивать достаточную прочность зуба для его использования в полости рта с нормальным усилием.

Как альтернатива препарированию кариозной полости, в стоматологии начали применяться лазеры высокой мощности. Они используются для проведения требуемых химических и морфологических изменений поверхности зуба. Эрбиевые лазеры (Er: YAG и Er, Cr: YSGG) были признаны наиболее перспективными для применения на минерализованных тканях, потому что каждый из них обладает такой длиной волны, которая хорошо поглощается водой и гидроксиапатитом. Эти лазеры воздействуют на твердые ткани зуба с помощью взрывной "термомеханической" абляции. При этом молекулы воды, которые находятся между кристаллами гидроксиапатита, поглощают излучение, а их испарение приводит к повышению внутреннего давления и микровзрывам, которые вызывают извлечение субстрата в виде неорганических частиц и приводят к точному удалению облученной ткани [11–14]. В рамках нашего исследования оценивалось влияние эрбиевых лазеров на морфологию поверхности дентина. Эксперименты показали, что при лазерном облучении образуется неравномерная структура поверхности, без загрязнённого слоя, с открытыми дентиновыми канальцами и видимым перитубулярным дентином. Соответственно, формируется достаточно благоприятная для адгезивной фиксации морфология микроструктуры [15–18].

Однако в научной литературе можно обнаружить достаточно противоречивые выводы об эффективности адгезии к предварительно облучённому субстрату, которые вероятно появились из-за отсутствия стандартизации исследований, различий используемых параметров, методологии, субстратов и адгезивов. Некоторые исследования показывают снижение прочности крепления адгезива на дентине, потому что при использовании определённого количества энергии термомеханическое воздействие лазера может вызвать денатурацию коллагеновых фибрилл [19, 20], что приводит к формированию микротрещин [21, 22] и зернистой структуры поверхности, устойчивой к воздействию кислоты. Кроме того, некоторые авторы сообщали про обугливание или расплавление поверхности, что возможно влияет на инфильтрацию адгезивной системы, формирование гибридного слоя и приводит к уменьшению прочности сцепления [20, 23–25].

Зубная эрозия включает в себя комплекс гистологических изменений в дентине. Продолжительное воздействие кислот приводит к полной деминерализации внешней поверхности, под ней образуется область частично деминерализованного дентина, а ещё ниже находится слой, не затётый воздействием кислоты [5, 26, 27].

Различные способы обработки поверхности создают различные субстраты для восстановления, и эффективность адгезивной системы во многом зависит от характеристик подготовленной поверхности зуба [28, 29]. Хотя уже существуют исследования предварительной лазерной обработки перед нанесением адгезива, до сегодняшнего дня не было сообщений об исследованиях адгезии к эродированному субстрату, которая проводится после обработки поверхности дентина лазерами высокой мощности. Поэтому такое исследование может иметь большое значение для получения новой информации о прочности сцепления и морфологии поверхности дентина, прошедшего эродирующее воздействие и облучение Er:YAG или Er,Cr:YSGG лазерами перед процедурой восстановления (пломбировки). Эта информация может помочь в определении адгезивной системы и метода обработки поверхности, наиболее пригодных для восстановления эродированного дентина.

Целью этого исследования *in vitro* была оценка воздействия различных способов обработки поверхности (алмазный бор, Er:YAG и Er,Cr:YSGG лазеры) на морфологию эродированного дентина, и на прочность сцепления адгезивной системы с обработанным субстратом при микрорастяжениях.

Материалы и методы

Этические аспекты

Это исследование было одобрено Комитетом по этике научных исследований Школы стоматологии Университета Сан-Паулу (CER-FOUSP^{К.И.1} №. 41/11) и Национальным комитетом по этике научных исследований (CONEP^{К.И.2}—Протокол № 452/2011).

Подготовка образцов

Сто четыре недавно удаленных человеческих зубов мудрости до начала эксперимента хранились в 0,5 % растворе хлорамина при 4 °C. Они взвешивались и очищались пемзой. Восемь зубов были использованы для сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) поверхности дентина, а остальные зубы (96) были предназначены для использования в тесте прочности сцепления при микрорастяжении.

Оклюзионную эмаль удаляли с помощью алмазной пилы (Isomet, Бюлер Лтд^{К.И.3}, Иллинойс, США), а экспонируемая поверхность дентина проходила полировку (Ecomet 3—Бюлер Лтд, Лейк Буфф, Иллинойс, США^{К.И.4}) влажными наждачными дисками из карбида кремния №120, 240, 400 и 600 в течение 60 с. (для удаления остатков эмали, создания плоской поверхности и однородного смазанного слоя).

^{К.И.1} Аббревиатура не поддается расшифровке

^{К.И.2} Аббревиатура не поддается расшифровке

^{К.И.3} Вариант переводчика

^{К.И.4} Аббревиатура США в оригинале написана на португальском языке

Для обеспечения дополнительной стандартизации обрабатываемой поверхности дентина, её площадь отделялась с помощью маленького квадратного куска клейкой ленты 5×5 мм, который приклеивался к поверхности дентина. Затем образец полностью покрывался кислотостойким лаком, а после высушивания клейкая лента удалялась с помощью скальпеля. После этого, для удаления любых возможных остатков, поверхность очищалась влажной хлопковой ватой, а также дистиллированной и деионизированной водой.

Циклическая эрозивная обработка

В данном исследовании использовались циклические ре- и деминерализационные модели эрозии *in vitro*, предложенные Гансом с соавт. [30]. Образцы устанавливались бок о бок в воске (Эпоксигласс^{К.И.5}, Сан-Паулу, Бразилия) на плоском пластике и погружались в различные растворы на точно установленное время. Эрозивные циклы изменения pH проводились на протяжении 5 дней путём погружения зубов в 0,05 М лимонную кислоту (pH 2,3, 10 минут, 6 раз в день). Между обработками кислотой образцы погружались на 60 минут в перенасыщенный нейтральный раствор (pH 7,0) состоящий из 1,5 ммоль/л CaCl₂, 1,0 ммоль/л KН₂РO₄, и 50 ммоль/л NaCl [31], при комнатной температуре (25 °С) и постоянном помешивании на шейкере (30 об/мин.). Во время вне эрозивных циклов образцы также хранились в перенасыщенном растворе до продолжения на следующий день. Растворы заменялись каждый день, а pH проверялся ежедневно в начале и в конце эксперимента.

Обработка поверхности

Контрольные группы (Группа 1 и Группа 5) полировались мокрыми наждачными дисками карбида кремния и подвергались эрозивным циклам. Экспериментальные группы обрабатывали следующим образом:

- *Группы 2 и 6:* Обработку проводили алмазным бором (п/о 2135 FF, КГ Соренсен^{К.И.6}, Баруэри, Сан-Паулу, Бразилия) с высокоскоростным стоматологическим наконечником (КаВо, Жоинвилли, Бразилия) и подачей водного спрея для удаления тонкого слоя поверхности, изменённого в эрозивных циклах. Наконечник располагался параллельно поверхности и активировался на 5 с. Из-за быстрого износа на каждые пять препаратов использовался новый бор.
- *Группы 3 и 7:* Для обработки поверхности образцов использовался лазер Er:YAG, модель Key Laser II (КаВо, Германия)¹ который работает при длине волны в 2,94 мкм и продолжительности импульса в 150 – 250 мкс. Наконечник 2058 (размер пятна 0,63 мм) располагался перпендикулярно целевой зоне поверхности дентина, с рабочим расстоянием в 12 мм (режим фокусирования) и скоростью подачи водного спрея около 5 мл/мин. Лазерная обработка проводилась вручную в течение 3 минут со сканированием поверхности в вертикальном и горизонтальном направлении. Для обеспечения этого расстояния при ручной обработке между дентином и излучающим наконечником на наконечнике был зафиксирован каналонаполнитель, и расстояние в 12 мм поддерживалось во время всех процедур. До и во время обработки образцов, выходная мощность лазерного луча измерялась с помощью специального измерителя мощности (энергоанализатор GSTM FieldMaster Power, Coherent, Inc.^{К.И.7}, Германия), и потеря мощности при этом обнаружено не было. Использовались следующие параметры: энергия на один импульс 60 мДж, частота повторения 2 Гц, 2 импульса в секунду, мощность 0,12 Вт, энергетическая плотность 19,3 Дж/см². Именно при таких параметрах ранее были показаны хорошие результаты по качеству края достаточная прочность сцепления при микронатяжении [32, 33].
- *Группы 4 и 8:* Для обработки поверхности образцов использовался лазер Er,Cr:YSGG, модель Waterlase MD (Biolase Technology Inc., Сан-Клементе, Калифорния, США)² который работает при длине волны в 2,78 мкм. Он имеет фиксированную длительность импульса для твердых тканей в 140 мкс. Лазерная обработка проводилась в вертикальном и горизонтальном направлениях с использованием 70% водного спрея и 65% воздушного спрея. Сапфировый наконечник MC12 располагался перпендикулярно поверхности дентина, с рабочим расстоянием в 2мм, диаметр луча 1,2 мм, расход воды приблизительно 14,5 мл в минуту. Для обеспечения этого расстояния тот же подход был выполнен и с лазерным излучением Er:YAG, с разницей только в рабочем расстоянии (2 мм). До и во время обработки образцов, выходная мощность лазерного луча измерялась с помощью специального измерителя (энергоанализатор GSTM FieldMaster Power, Coherent, Inc., Германия) и была обнаружена потеря мощности в 25%. После предварительного исследования воздействия на поверхность была выбрана группа параметров которые не вызывают интенсивного удаления ткани или появления на поверхности коричневого цвета. Использовались следующие параметры: энергия на один импульс 50 мДж, измеренная выходная мощность 1,5 Вт, частота повторения 30 Гц и рассчитанная энергетическая плотность 4,5 Дж/см².

Адгезивные системы и восстановительные процедуры

Адгезивные системы с травлением и ополаскиванием (Single Bond, 3M ESPE, Сент-Пол, Миннесота, США) или самопротравливающие адгезивные системы (Clearfil SE Bond, Kuraray Medical Inc.^{К.И.8}, Осака, Япония) наносили на предварительно обработанную поверхность дентина в соответствии с инструкциями производителей. Затем, также в соответствии с инструкциями производителей, к образцам прикрепляли блоки стоматологического композита

К.И.5 Вариант переводчика

К.И.6 Вариант переводчика

¹ Er:YAG лазер: Собственность специальной лаборатории стоматологических лазеров (LELO-FOUSP) (FAPESP/грант-97/10823-0).

К.И.7 Компании Coherent, Inc. и Biolase Technology Inc. имеют только сайты своих официальных представителей

² Er,Cr:YSGG лазер: Собственность кафедры оперативной стоматологии, пародонтологии и профилактической стоматологии, Университета Аахена, Аахен, Германия

К.И.8 Компания Kuraray Medical Inc. имеет только официального представителя

(оттенок A3, Filtek Z250, 3M ESPE, Стоматологические продукты, Сент-Пол, Миннесота, США) размерами приблизительно 5×5×5 мм. Каждое увеличение приблизительно на 1 мм толщины обрабатывалось светом на протяжении 20 с. с помощью галогеновой лампы (модель Degulux Soft-Start, Degussa Dental GmbH & Co. KG^{К.И.9}, Ханау, Германия). Интенсивность света контролировали с помощью радиометра (Curing Light Meter 105, Деметрон Ресерч Корпорейшен^{К.И.10}, США), и поддерживали в диапазоне от 450 до 500 мВт/см².

Тестирование прочности сцепления при микрорастяжениях

μTBS определялся по протоколу, описанному Сано с соавт. [34] и модифицированному Шоно с соавт. [35]. После процедуры связывания и хранения в дистиллированной и деионизированной воде при 37 °С в течение 24 ч. 96 восстановленных зубов разрезались в направлениях осей “х” и “у”, перпендикулярно поверхности адгезива с помощью станка для резки Isomet. В результате получались стержнеобразные образцы с площадью поперечного сечения приблизительно в 1,0 мм². Площадь поперечного сечения каждого стержня измерялась цифровым штангенциркулем и записывалась для проведения дальнейших расчётов прочности сцепления. Эти образцы закреплялись на фиксаторе Гералдели с помощью цианакрилатного клея (Super Bonder, Loctite, Сан-Паулу, Бразилия) и активатора (Loctite 7452, Сан-Паулу, Бразилия), а затем подвергались микрорастяжению в универсальном тестирующем устройстве (Кратос^{К.И.11}, Model IKCL3-USB, Сан-Паулу, Бразилия)³ при скорости движения ползунка в 0,5 мм/мин. до момента разрушения. По каждому восстановленному зубу рассчитывались средние значения от этих образцов (в мегапаскалях).

Для анализа разрушений каждый стержнеобразный образец окрашивался 5 мин. 2% красителем Пунцовый С [36]. Образцы рассматривались под оптическим микроскопом при сорокакратном увеличении (цифровой микроскоп Miview, Cosview Technologies Co., Ltd.^{К.И.12}, Бантиан, р-н Лонган, Китай). Разрушения разделялись на адгезионные (разрушение на границе фазы), когезионные (либо в слое полимерного композита, либо в слое адгезива) и смешанные разрывы (одновременно адгезионные и когезионные).

Сканирующая электронная микроскопия

Для поверхностного морфологического анализа было отобрано восемь человеческих зубов мудрости. Экспонировалась плоская окклюзионная поверхность дентина, корни были удалены, а образцы отполированы, как описано в подготовке теста μTBS. Диски приблизительно по 2 мм толщины разделяли на двое и получалось 16 частей дентина. Образцы распределяли в четыре группы (n= 4), в зависимости от обработки поверхности после циклической эрозионной обработки: контроль, алмазный бор, лазеры Er:YAG и Er,Cr:YSGG.

Образцы погружали в 2,5% раствор глутаральдегида на 24 ч. при 4 °С. После фиксации они промывались натрий-фосфатным буфером при pH 7,2 в трёх ваннах (по 5 минут в каждой). Затем образцы обезжировали в восходящих концентрациях спирта (25, 50, 75, 95, 100%), сушили 30 минут гексаметилдисилазаном (ГМДС), а затем 24 часа воздухом комнатной температуры. После установки на крепление и напыления золота (MED 010, Бальцерс, БАЛ-ТЕХ^{К.И.13}, княжество Лихтенштейн) каждый образец исследовался с помощью СЭМ (LEO 435 VP, ЛЕО Электрон Микроскопи Лтд^{К.И.14}, Кембридж, Англия) при увеличении в тысячу и три тысячи раз.

Оценивался внешний вид поверхности, вид перитубулярного и интертубулярного дентина, вход дентиновых каналов, присутствие или отсутствие смазанного слоя, внешний вид коллагеновых фибрилл.

Статистическая обработка

Единицами в эксперименте выступали 96 восстановленных человеческих зубов. Рассматривались вариации двух факторов: два варианта адгезивной системы (Single Bond и Clearfil SE Bond) и четыре варианта типов обработки поверхности (контроль, алмазный бор, Er:YAG лазер и Er,Cr:YSGG лазер). В данном исследовании представлен план анализа 2 на 4 фактора. Значение μTBS в мегапаскалях было количественной переменной. Поскольку во всех группах тест Колмогорова-Смирнова подтвердил нормальность распределения, данные по прочности сцепления анализировали с помощью двустороннего дисперсионного анализа и критерия множественных сравнений Тьюки (α=0,05). При этом использовалось программное обеспечение Minitab, версия 16.0.

Результаты

Сканирующая электронная микроскопия

Морфологический анализ образцов показал, что при разной предварительной обработке поверхности появляются определённые различия характеристик. Их описание приведено ниже:

- Контрольная группа: Воздействие циклической эрозионной обработки привело к появлению поверхности с деминерализованным органическим матриксом без смазанного слоя и с открытыми дентинными каналами (рисунок 1). Поскольку кислота удаляет с поверхности дентина неорганические структуры, перитубулярный

К.И.9 Компания Degussa Dental GmbH & Co. KG сейчас называется DeguDent, есть российский сайт

К.И.10 Вариант переводчика

К.И.11 Вариант переводчика

³ Универсальное тестирующее устройство принадлежит кафедре стоматологических материалов, Школы Стоматологии, Университета Сан-Паулу.

К.И.12 Компания Cosview Technologies Co., Ltd. имеет в России только официального представителя

К.И.13 Вариант переводчика

К.И.14 Вариант переводчика

дентин был полностью деминерализован, а интертубулярный дентин представлен в пористом, шероховатом виде с открытой сетью коллагеновых фибрилл (чёрные стрелки).

- Группа алмазного бора: Можно заметить, что те образцы, которые были обработаны алмазным бором, имели поверхность со смазанным слоем. Дентинные каналы в этих образцах разрушены из-за воздействия алмазных зёрен, а образцы в целом имеют шероховатый вид (рисунок 2).
- Группа Er:YAG лазера: Эродировавший дентин, обработанный Er:YAG лазером, не имел смазанного слоя. Образцы обладали разрушенной тканью и деминерализованными коллагеновыми фибриллами. В некоторых зонах, как иллюстрирует рисунок 3, можно было увидеть бессистемную структуру дентина, которая передаёт характеристики абляции, с открытыми дентинными каналами и заметным перитубулярным дентином.
- Группа Er,Cr:YSGG лазера: Эродированные образцы дентина, которые прошли обработку поверхности Er,Cr:YSGG лазером, имели неравномерную шероховатую поверхность, с открытыми дентинными каналами и заметным перитубулярным дентином без смазанного слоя (рисунок 4).

Рисунок 1. СЭМ-фотография эродированной поверхности дентина, предварительно обработанной исключительно наждачной бумагой (контрольная группа) (увеличение: а – 1 000, б – 3 000).

Тестирование прочности сцепления при микрорастяжениях

Данные μTBS , выраженные как среднее значение и стандартное отклонение (SD, standard deviation) представлены в таблице 1.

Среди всех экспериментальных групп, Группа 4 (Er,Cr:YSGG лазер плюс Clearfil SE Bond) имела самое высокое значение прочности сцепления ($28,26 \pm 9,22$ МПа), и это значение статистически существенно отличалось от других групп.

Относительно самопротравливающей адгезивной системы (Clearfil SE Bond), между группами 1 (контроль— $17,01 \pm 7,31$ МПа), 2 (алмазный бор— $21,02 \pm$ МПа), и 3 (Er:YAG лазер— $19,67 \pm 5,62$ МПа) существенной разницы не было. При использовании адгезивной системы тотального травления (Single Bond), между контрольной группой (Группа 5) и группами лазерной обработки (Группы 7 и 8) статистически существенной разницы обнаружено не было. Однако образцы обработанные Er:YAG лазером (Группа 7— $16,00 \pm 5,63$ МПа) всё же показали более высокую прочность сцепления при микрорастяжении в сравнении с группой алмазного бора (Группа 6).

Было обнаружено, что разница между адгезивными системами возникает только тогда, когда используются Er,Cr:YSGG лазер и алмазный бор. В обоих случаях более высокие значения прочности сцепления при микрорастяжении достигались при использовании самопротравливающей адгезивной системы (Clearfil SE Bond). В случае отсутствия обработки поверхности дентина, или при обработке Er:YAG лазером, между двумя адгезивными системами существенной разницы не наблюдалось (Clearfil SE Bond и Single Bond).

Во всех группах местом разрушения чаще всего был адгезив (между адгезивом и дентином), за ним следует смешанный разрыв и разрыв композита (рис. 5).

Рисунок 2. СЭМ-фотография эродированной поверхности дентина, предварительно обработанной алмазным бором (увеличение: а – 1 000, б – 3 000).

Обсуждение

Увеличение частоты эрозии зубов, вместе с недостаточностью исследований, посвящённых прочности сцепления с эродированным дентином, и возможными преимуществами применения обработки дентина эрбиевыми лазерами, стали основными мотивами решения о проведении данного исследования.

Рисунок 3. СЭМ-фотография эродированной поверхности дентина, предварительно обработанной Er:YAG лазером (увеличение: а – 1 000, б – 3 000).

В данном исследовании алмазный бор рассматривался как метод стандартной обработки, поскольку он является наиболее часто используемым вращающимся инструментом для лечения полости рта. Также изучались с недавнего времени используемые в стоматологии Er:YAG и Er,Cr:YSGG лазеры, которые применяются для абляции минерализованных тканей, поскольку об их влиянии на эродированный дентин ещё известно довольно мало. Используемые параметры лазерного излучения были ниже, чем в предыдущих исследованиях [17, 20, 23–25, 37, 38] поскольку нашей основной целью было изменение эродировавшей поверхности дентина, но без обязательного проведения абляции или формирования полости.

Различные способы обработки поверхности привели к образованию различных морфологических характеристик поверхности эродированного дентина. Эродированный дентин обладал неравномерной поверхностью, открытым и деминерализованным органическим матриксом, открытыми дентинными каналами без смазанного слоя. Эти результаты подтверждают результаты других, более ранних исследований [5, 27, 39]. Поверхность дентина подготовленная стандартным образом (т.е., подготовка поверхности алмазным бором) имела толстый смазанный слой, закрывающий входы в дентинные каналы, а поверхность, прошедшая лазерную обработку, обладала неравномерной структурой без смазанного слоя. После лазерной обработки наблюдались открытые дентинные каналы и выраженный перитубулярный дентин. Такая морфология поверхности является благоприятной для дальнейших процедур адгезионной фиксации [15, 17, 18, 23, 36, 38].

Морфологические исследования обработанных поверхностей эродированного дентина выявили некоторые интересные детали, которые могут положительно повлиять на процессы адгезии. Кроме того, оценка прочности сцепления адгезивной системы и субстрата зуба дала нам важные данные, которые возможно следует учитывать при

проведении восстановительного лечения эродированного дентина.

Было показано, что эрозия отрицательно влияет на прочность сцепления. Об этом также ранее сообщалось в работе Циммерли с соавт. [40]. Это явление объясняется присутствием денатурированного коллагена, который ослабляет адгезию [41]. При использовании обеих адгезивных систем, адгезия к дентину была нарушена, хотя самопротравливающая адгезивная система показывала несколько лучшие результаты. Было показано, что обработанный лазером дентин, при использовании системы тотального травления (Single Bond), имел наименьшие значения прочности сцепления. Можно предположить, что уменьшение межфибрилярного пространства, которое происходит при лазерной обработке [20, 42], влияет на контакт дентина с фосфорной кислотой, ухудшает полное проникновение адгезива, и, соответственно, препятствует правильному формированию гибридного слоя. Предполагается, что воздействие фосфорной кислоты на эродированный дентин приводит к полной деминерализации внешней части, при этом при движении вглубь дентин постепенно становится более минерализованным, и во внутренней части достигает нормальной минерализации [40]. Полное гомогенное проникновение в дентин адгезивной системы тотального травления может не достигаться.

Рисунок 4. СЭМ-фотография эродированной поверхности дентина, предварительно обработанной Er,Cr:YSGG лазером (увеличение: а – 1 000, б – 3 000).

Таблица 1. Среднее значение (МПа) и SD прочности сцепления при микрорастяжении

Обработка поверхности	Среднее $\pm$ SD (МПа)
Группа 1 (Контроль+SE)	17,0 $\pm$ 7,3 ^{BC}
Группа 2 (Алмазный бор+ SE)	21,0 $\pm$ 9,7 ^B
Группа 3 (Er: YAG лазер +SE)	19,7 $\pm$ 5,6 ^B
Группа 4 (Er,Cr: YSGG лазер + SE)	28,3 $\pm$ 9,2 ^A
Группа 5 (Контроль + SB)	11,2 $\pm$ 5,8 ^{CD}
Группа 6 (Алмазный бор + SB)	9,9 $\pm$ 5,8 ^D
Группа 7 (Er: YAG лазер +SB)	16,0 $\pm$ 5,6 ^{BC}
Группа 8 (Er,Cr: YSGG лазер + SB)	15,4 $\pm$ 7,9 ^{BCD}

* Различные заглавные буквы указывают на значительные статистические различия между группами ($p < 0,05$).

В то же время самопротравливающая адгезивная система обеспечивает более качественную адгезию к эродированному дентину. Clearfil SE Bond имеет кислотный праймер, который способствует деминерализации и одновременному проникновению гидрофильного мономера в деминерализованный дентин, предотвращая образование незащищенного слоя коллагена, как это происходит при использовании фосфорной кислоты [41, 43]. Эти данные позволяют предположить, что механизм действия Clearfil SE Bond является более предпочтительным [40, 43, 44], возможно из-за микромеханического сцепления, однородности формируемого гибридного слоя и присутствия мономера 10-MDP (дигидрогенфосфатдецилметакрилат), который обладает способностью стимулировать химическое связывание компонентов адгезива и ионов кальция остаточного гидроксиапатита. Поскольку этот кислый праймер достаточно слаб, некоторое количество кристаллов гидроксиапатита остаются прикреплёнными к коллагену и могут взаимодействовать с проникающим в эти области мономером [45].

Из предложенных типов обработки эродированного дентина, использование Er,Cr:YSGG лазера (с установленными в исследовании параметрами), совместно с самопротравливающей адгезивной системой, показало наилучшие результаты по прочности сцепления. На основании значений прочности сцепления и морфологической оценки поверхности дентина, можно предположить что энергия, приложенная к поверхности, была способна удалить поражённый эрозией слой дентина и создать поверхность более благоприятную для адгезии, без негативного влияния на сам субстрат дентина, как сообщалось и другими авторами [17, 23–25, 46].

При использовании обработки Er:YAG лазером и алмазным бором, совместно с самопротравливающим адгезивом, произошедшие морфологические изменения и пониженные значения прочности сцепления (в сравнении с обработкой Er,Cr:YSGG) позволяют предположить, что такие типы обработки не приводят к необходимым модификациям эродированных тканей. Похоже, что дезорганизация коллагеновых фибрилл размягчённого и деминерализованного дентина при такой обработке не исчезала и не модифицировалась. Другой стороны, важно отметить, что для адгезивов с протравливанием и промыванием ситуация отличается. В этом случае только использование Er:YAG лазера приводит к появлению таких значений прочности сцепления, которые статистически существенно выше, чем получаемые при обработке бором. Вероятно, это говорит о лучшем взаимодействии модифицированной Er:YAG лазером поверхности дентина с этим типом адгезивной системы. В дальнейших исследованиях химические и структурные анализы обработанной лазером поверхности могут помочь уточнить характеристики и механизм адгезии.

Несмотря на то, что эрбиевые лазеры имеют аналогичные длины волн, механизмы поглощения их излучения и воздействие на ткани зуба различны. Очень важно отметить, что прямое сравнение двух лазерных систем невозможно, поскольку целью данного исследования была оценка влияния тех параметров лазерного излучения, которые ранее были эффективны в испытаниях на цельном дентине [15, 29, 33, 36, 37, 46 и одно предварительное исследование (неопубликованные данные)], при применении на более сложном субстрате, которым является эродированный дентин. Ограничением этого подхода является то, что не представляется возможным определить, почему одна лазерная система показывает лучшие результаты, чем другая (например, Er,Cr:YSGG лазер мог быть лучше из-за меньшей плотности энергии). Однако положительным результатом является то, что мы смогли определить, что для Er:YAG лазера при переходе с цельного на эродированный дентин необходима корректировка параметров, и в тоже время для Er,Cr:YSGG лазера она не нужна, при условии использования самопротравливающей системы и параметров, применявшихся в данном исследовании.

Адгезия к поверхности эродированного дентина была самой высокой при предварительной обработке Er,Cr:YSGG лазером с последующим применением самопротравливающей адгезивной системы. Результаты всех

групп, в которых применялась самопротравливающая система, независимо от типа подготовки, были выше чем в системе с протравливанием и промыванием ($p=0,000$). Однако в группах с самопротравливающей адгезивной системой, в которых уже наблюдались высокие значения прочности сцепления, предварительная обработка Er,Cr:YSGG лазером приводила к дополнительному существенному увеличению средней прочности сцепления ($p=0,002$). Очевидно, что адгезия самопротравливающих адгезивов к эродированному дентину в этом случае была существенно лучше, в сравнении с адгезией после обработки алмазным бором, Er:YAG лазером (60 мДж, 2 Гц, 19 Дж/см²), и без какой-либо обработки.

Важно также отметить, что большинство опубликованных к настоящему моменту исследований, относительно сцепления с обработанным лазером дентином, показали значения прочности сцепления, которая была не лучше и статистически не существенно отличалась от обработки борами [15, 29, 36, 37, 46]. Таким образом, это первый случай, когда набор параметров лазера вызвал статистически значимое повышение прочности сцепления с эродировавшим дентином, в сравнении со стандартным лечением. Это улучшение адгезии может иметь большое клиническое значение и обязательно должно быть исследовано на более сложных длительных клинических моделях.

Обычно использование алмазных боров является первым выбором при стандартном лечении некариозных поражений. Они снимают поверхностный слой размягченного субстрата и вызывают минимальную шероховатость [40]. Однако в условиях данного исследования использование алмазного бора не благоприятствовало процедуре адгезии. Электронные микрофотографии показывают, что алмазный бор приводит к образованию толстого смазанного слоя и слабый кислотный праймер самопротравливающей адгезивной системы (Clearfil SE Bond), возможно, не был способен модифицировать смазанный слой и вызвать деминерализацию дентина, что препятствует формированию гибридного слоя и проникновению в каналы композита.

Другим важным фактором применения лазерного излучения на живом эродированном зубе является его антибактериальное воздействие. Эрозия зубов обычно не связана с присутствием бактерий. Скорее она вызывается высокой кислотностью эндогенных и экзогенных растворов, с которыми поверхность зуба контактирует. Однако даже в этом случае открытие дентинных каналов может привести к проникновению микроорганизмов. Многие исследования показали, что эрбиевые лазеры, при необходимых настройках, потенциально могут уменьшить количество микроорганизмов из-за возрастающей при облучении температуры. Поэтому считается, что эрбиевые лазеры, при соответствующих параметрах работы и водном или воздушном охлаждении, могут создать поверхность более пригодную для связывания композитов и уменьшить количество микроорганизмов, без ущерба жизнеспособности пульпы. Важно подчеркнуть, что обработку эрбиевым лазером следует проводить с осторожностью, поскольку чем большую глубину поражения следует восстанавливать, тем больше внимания следует уделить параметрам водяного или воздушного охлаждения, чтобы избежать необратимых повреждений пульпы. Наши СЭМ-фотографии показывают чистую поверхность эродированного дентина и свидетельствуют, что обработка эрбиевым лазером вызывает удаление смазанного слоя и уничтожение микроорганизмов на внешней поверхности дентина. Таким образом, учитывая, что дентинные каналы открываются незадолго до нанесения адгезива, считается что лазерная обработка является важным инструментом содействия уменьшению количества бактерий и улучшает прогноз лечения зуба [13, 47].

Во всех экспериментальных группах наблюдалось преобладание адгезивных разрушений при натяжении. Однако группы, прошедшие лазерную обработку, также имели и смешанные разрушения, как уже было обнаружено Моретто с соавт. [20], и когезионные разрушения в дентине, что говорит о наличии внутренних микротрещин, в которые не полностью проникает мономер композита, в результате чего под поверхностью создаются слабые зоны [21, 22, 48, 49]. Данные результаты по адгезии к эродированной поверхности являются инновационными, учитывая что к настоящему моменту в литературе не было сообщений по обработке эродированных поверхностей лазерами высокой мощности (Er:YAG и Er,Cr:YSGG).

Хотя в стоматологии существует доказавшая свою эффективность традиционная обработка, лазерная обработка эродированных поверхностей также является достаточно перспективной. Лазеры являются новой технологией, которая находит всё большее применение в стоматологии и медицине, и обладает большими перспективами применения в клинической практике. Кроме того эта обработка имеет большие преимущества для лечения эродирующих поражений: селективное удаление деминерализованной ткани, возможность лазерного облучения с низкой интенсивностью [50] и лучшая переносимость пациентом. Значения прочности сцепления, полученные при объединении обработки Er,Cr:YSGG лазером и самопротравливающей адгезивной системы, были близки к 30 МПа, в то время как другие методы обработки дали значения близкие или меньшие 20 МПа.

И последнее, различные способы обработки поверхности могут влиять на эффективность сцепления адгезивной системы с дентином. Важно отметить, что в данном исследовании, для каждого типа лазера была использована только одна группа параметров. Соответственно, для оценки других параметров обработки эродированного дентина Er:YAG и Er,Cr:YSGG лазерами требуются дальнейшие лабораторные и клинические, длительные многоцентровые исследования. Кроме того, в будущих исследованиях следует дополнительно рассмотреть изменения времени кислотного протравливания и вопросы использования различных адгезивных систем при работе с эродированными и прошедшими лазерную обработку поверхностями.

Заключение

В рамках этого исследования *in vitro*, и с учетом параметров, выбранных для облучения дентина, можно сделать вывод, что в сравнении с традиционной обработкой, обработка поверхности Er,Cr:YSGG лазером (4,5 Дж/см², 50 мДж, 30 Гц, 140 мкс), перед связыванием с самопротравливающей адгезивной системой, значительно увеличивает адгезию к эродированному дентину. Пока неясно, можно ли достичь тех же результатов при других комбинациях параметров работы Er:YAG лазера. Этот вопрос следует изучить в будущих исследованиях.

Благодарности: Авторы хотели бы поблагодарить Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Ensino Superior (CAPES), the Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP—грант 2011/ 02925-6) и the Conselho Nacional de

Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq—Грант 305574/2008-6)^{К.И.15} за финансовую поддержку. Также мы благодарим Кафедру стоматологии, Кафедру стоматологических материалов и LELO-FOUSP. Это исследование является частью научного сотрудничества между RWTH^{К.И.16} Университетом Аахена (Германия) и Университетом Сан-Паулу (Бразилия). Содержание этого исследования основано на диссертации представленной Т.М. Рамосом на Факультете стоматологии, Университета Сан-Паулу как частичное выполнение программы для получения степени магистра стоматологии.

Ссылки

- Garone Filho W, Abreu e Silva V (2008) Lesões Não Cariosas—O Novo Desafio da Odontologia. In: Santos Ed. (ed) It is a book. ISBN: 857288694X, 1ª ed. Santos, São Paulo, pp 47–147
- Huysmans MC, Chew HP, Ellwood RP (2011) Clinical studies of dental erosion and erosive wear. *Caries Res* 45:60–68
- ten Cate JM, Imfeld T (1996) Dental erosion, summary. *Eur J Oral Sci* 104:241–244
- Barbour ME, Lussi A, Shellis RP (2011) Screening and prediction of erosive potential. *Caries Res* 45:24–32
- Lussi A, Schlueter N, Rakhmatullina E, Ganss C (2011) Dental erosion-an overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. *Caries Res* 45:2–12
- Lussi A, Hellwig E, Ganss C, Jaeggi T (2009) Buonocore memorial lecture. Dental erosion. *Oper Dent* 34:251–262
- Jaeggi T, Grüninger A, Lussi A (2006) Restorative therapy of erosion. *Monogr Oral Sci* 20:200–214
- Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigão J, Gladys S, Braem M, Vanherle G (1996) Restorative therapy for erosive lesions. *Eur J Oral Sci* 104:229–240
- Wang X, Lussi A (2010) Assessment and management of dental erosion. *Dent Clin N Am* 54:565–578
- Staehele HJ (1999) Minimally invasive restorative treatment. *J Adhes Dent* 1:267–284
- Eduardo CP, Gutknecht N (2007) Lasers in Prosthodontics and Esthetics. In: Proceedings of the 1st International Workshop of Evidence Based Dentistry on Lasers in Dentistry. Quintessence Publishing, Surrey, UK, pp 183–196
- Eduardo CP, Tangi EY, Bello-Silva MS, Aranha ACC, Silveira BL, De Freitas PM (2010) Laser em Dentística. In: Fundamentos de Odontologia—Lasers em Odontologia. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro
- Esteves-Oliveira M, Eduardo CP, Gutknecht N (2007) Laser for Hard Tissues, Cavity Preparation and Caries Removal. In: Proceedings of the 1st International Workshop of Evidence Based Dentistry on Lasers in Dentistry. Quintessence Publishing, Surrey, UK, pp 67–99
- Meister J, Franzen R, Forner K, Grebe H, Stanzel S, Lampert F, Apel C (2006) Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *J Biomed Opt* 11(3):34030
- Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr (1996) Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res* 75:599–605
- Aranha AC, De Paula Eduardo C, Gutknecht N, Marques MM, Ramalho KM, Apel C (2007) Analysis of the interfacial micro-morphology of adhesive systems in cavities prepared with Er, Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microsc Res Tech* 70:745–751
- Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha AC, Eduardo CP, Gutknecht N (2007) Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er, Cr:YSGG, and Er:YAG laser-treated dental surfaces. *Photomed Laser Surg* 25:373–380
- Malkoc MA, Taşdemir ST, Ozturk AN, Ozturk B, Berk G (2011) Effects of laser and acid etching and air abrasion on mineral content of dentin. *Lasers Med Sci* 26:21–27
- Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW (2002) Bonding to Er:YAG treated dentin. *J Dent Res* 81:119–122
- Moretto SG, Azambuja N Jr, Arana-Chavez VE, Reis AF, Giannini M, Cde Eduardo P, De Freitas PM (2011) Effects of ultramorphological changes on adhesion to laser-treated dentin—scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis. *Microsc Res Tech* 74:720–726
- Martínez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana- Penín UA (2000) Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent* 84:280–288
- De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G (2002) Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG- laser vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci* 110:322–329
- Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, Lan WH (2007) Tensile bond strength of Er, Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. *Dent Mater* 23:570–578
- Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, Carvalho RC, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2008) Influence of Er, Cr:YSGG laser treatment on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 10:25–33
- Ferreira LS, Apel C, Francci C, Simoes A, Eduardo CP, Gutknecht N (2010) Influence of etching time on bond strength in dentin irradiated with erbium lasers. *Lasers Med Sci* 25:849–854
- Kinney JH, Balooch M, Haupt DL Jr, Marshall SJ, Marshall GW Jr (1995) Mineral distribution and dimensional changes in human dentin during demineralization. *J Dent Res* 74:1179–1184
- Ganss C, Lussi A, Scharmann I, Weigelt T, Hardt M, Klimek J, Schlueter N (2009) Comparison of calcium analysis, longitudinal microradiography and profilometry for the quantitative assessment of erosion in dentine. *Caries Res* 43:422–429
- Montes MA, de Goes MF, Sinhoreti MA (2005) The in vitro morphological effects of some current pre-treatments on dentin surface: a SEM evaluation. *Oper Dent* 30:201–212
- Ergücü Z, Celik EU, Unlü N, Türkün M, Ozer F (2009) Effect of Er, Cr:YSGG laser on the microtensile bond strength of two different adhesives to the sound and caries-affected dentin. *Oper Dent* 34:460–466
- Ganss C, Klimek J, Schäffer U, Spall T (2001) Effectiveness of two fluoridation measures on erosion progression in human enamel and dentine in vitro. *Caries Res* 35:325–330
- Zero DT, Rahbek I, Fu J, Proskin HM, Featherstone JD (1990) Comparison of the iodide permeability test, the surface microhardness test and mineral dissolution of bovine enamel following acid challenge. *Caries Res* 24:181–188
- Esteves-Oliveira M, Carvalho WL, Eduardo CP, Zezell DM (2008) Influence of the additional Er:YAG laser conditioning step on the microleakage of class V restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 87:538–543
- Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, Moretto SG, de Freitas PM, Esteves-Oliveira M, Eduardo CP (2013) Microtensile bond strength analysis of adhesive systems to Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-treated dentin. *Lasers Med Sci* (in press)

^{К.И.15} На ином языке

^{К.И.16} Аббревиатура не поддается расшифровке

34. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 10:236–240
35. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH (1999) Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res* 78:699–705
36. Manhães L, Oliveira DC, Marques MM, Matos AB (2005) Influence of Er:YAG laser surface treatment and primer application methods on microtensile bond strength self-etching systems. *Photomed Laser Surg* 23:304–312
37. Marotti J, Geraldo-Martins VR, Bello-Silva MS, de Paula Eduardo C, Apel C, Gutknecht N (2010) Influence of etching with erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser on microleakage of class V restoration. *Lasers Med Sci* 25:325–329
38. Beer F, Buchmair A, Körpert W, Marvastian L, Wernisch J, Moritz A (2012) Morphology of resin–dentin interfaces after Er, Cr:YSGG laser and acid etching preparation and application of different bonding systems. *Lasers Med Sci* 27:835–841
39. Meurman JH, Drysdale T, Frank RM (1991) Experimental erosion of dentin. *Scand J Dent Res* 99:457–462
40. Zimmerli B, De Munck J, Lussi A, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2011) Long-term bonding to eroded dentin requires superficial bur preparation. *Clin Oral Investig*. doi:10.1007/s00784-011-0650-8
41. Perdigão J (2010) Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 26:e24–e37
42. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW (2001) Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *Dent Mater* 17:340–346
43. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Van Meerbeek B (2011) Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J* 56:31–44
44. Burrow MF, Tyas MJ (2007) Clinical evaluation of three adhesive systems for the restoration of non-carious cervical lesions. *Oper Dent* 32:11–15
45. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 83:454–458
46. Ramos A, Esteves-Oliveira M, Eduardo CP, Arana-Chavez (2010) Adhesives bonded to Er:YAG laser dentin: TEM, SEM, and tensile bond strength analyses. *Lasers Med Sci* 25:181–189
47. Türkün M, Türkün LS, Celik EU, Ateş M (2006) Bactericidal effect of Er, Cr:YSGG laser on *Streptococcus mutans*. *Dent Mater J* 25(1):81–86
48. Kameyama A, Aizawa K, Kato J, Hirai Y (2009) Tensile bond strength of single-step self-etch adhesives to Er:YAG laser-irradiated dentin. *Photomed Laser Surg* 27:3–10
49. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P (2003) Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 28(5):647–660
50. Bradley PF (1994) The interface between high intensity laser treatment (HILT) and low intensity laser therapy (LILT) in the orofacial region, in *Proceedings of the 4th International Congress on Laser in Dentistry*. Singapore, pp. 3–8

Перевод рисунка №5 на странице 7.

Английский	Русский
Groups	Группы
G8 (Er, Cr: YSGG laser + SB)	Группа 8 (Er, Cr: YSGG лазер и SB)
G7 (Er:YAG laser + SB)	Группа 7 (Er:YAG лазер и SB)
G6 (Diamond bur + SB)	Группа 6 (Алмазный бор и SB)
G5 (Control + SB)	Группа 5 (Контроль и SB)
G4 (Er, Cr: YSGG laser + SE)	Группа 4 (Er, Cr: YSGG лазер и SE)
G3 (Er:YAG laser + SE)	Группа 3 (Er:YAG лазер и SE)
G2 (Diamond bur + SE)	Группа 2 (Алмазный бор и SE)
G1 (Control + SE)	Группа 1 (Контроль и SE)
Mixed Failure (%)	Смешанное разрушение (%)
Cohesive Failure (%)	Когезионное разрушение (%)
Adhesive Failure (%)	Адгезивное разрушение (%)
Fig. 5 Prevalence (in percent) of the failure mode in each experimental group	Рисунок 5. Частота случаев (в процентах) типов разрушения в каждой экспериментальной группе