

ОПТИМАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ ПРЕПАРИРОВАНИЯ ЗУБОВ ДЛЯ ПОДДЕРЖАНИЯ ДОЛГОВЕЧНОСТИ ОККЛЮЗИОННЫХ ВИНИРОВ

Сафаралиев Ф.Р.¹, Мусаев Э.Р.¹, Гаджиев Дж.Г.¹

Резюме

Исследовались методы препарирования окклюзионных виниров для долговечности их использования, изготовленных с помощью компьютерных технологий (CAD/CAM) различными методами препарирования. Для этого проводилось механическое воздействие на зубы в условиях циклической нагрузки и численный анализ результатов исследования методом конечных элементов.

Исследование проводилось на базе учебно-клинической кафедры ортопедической стоматологии АМУ.

Были подготовлены 40 моляров: 20 из них препарировались обычным (шаферным) способом под виниры, другие 20 зубов – почти не препарировались – то есть минимально до обнажения дентина зуба.

Каждой группе зубов изготавливались виниры CAD/CAM способом, но с применением стоматологических материалов разного химического состава: 1) с низким уровнем упругости (композитный материал); 2) с высоким уровнем упругости (керамический материал). Фиксация производилась адгезивными материалами.

Образцы подвергали силе 50 Н в течении 1000.000 циклов с помощью жевательного стимулятора, после чего полученные образцы виниров проверяли на наличие повреждений (сколы, трещины). Наличие видимых изменений определялась как поломка реставрации.

При анализе данных использовался метод Каплана-Майера для оценки прочности реставраций и его долговечности.

Численный анализ методом конечных элементов (FEA) выполнялся с использованием программного обеспечения с открытым исходным кодом.

Сравнивалась прочность образцов с препарированием зубов под виниры и без него, то есть до обнажения дентина. Вероятность прочности окклюзионных керамических виниров составила: без препарирования – 60%; с препарированием – 40% без статистических значимых отклонений.

Композитные виниры продемонстрировали 95% прочности вне зависимости от метода препарирования.

В заключении отметим, что методы препарирования зубов под окклюзионные виниры остается спорным и в нашей работе не оказал существенного влияния на механическую стойкость окклюзионных виниров. Однако мы не снижаем значение методов препарирования зубов под обычные классические виниры. Поэтому при изготовлении окклюзионных виниров рекомендуется точное минимальное препарирование. Однако выбор материалов реставрации является ключевым фактором для её долговечности.

Ключевые слова: препарирование; виниры; нагрузка; керамика; композиты; дентин.



Введение

Эпидемиологические исследования показывают увеличение случаев некариозных поражений в твердых тканях зубов. Известно, что количество дефектов, вызванных абразией, эрозией, клиновидных дефектов и т.д. увеличивается (1). Эти дефекты твердых тканей зубов часто затрагивают дентин, который приводит к стиранию зубов и нарушению окклюзии (прикуса) (2). Эти явления могут привести к изменениям межзубных контактов передних зубов, сколам эмали на режущих краях, цервикальным дефектам из-за компрессионных трещин от нагрузок, перегрузке периодонта с изменением положения или подвижности зубов (3). Реабилитация пациентов с данными дефектами требует увеличения вертикальной длины окклюзии в области жевательных зубов. Ранее это было возможно только путем ортопедического протезирования всех жевательных зубов коронками. Этот метод не только требует в некоторых случаях депульпации зубов, времени и очень болезненный, но и обходится довольно дороже. В последние годы широкое применение виниров рассматривается как альтернатива. Особенно это касается молодого поколения, зубы которых не затронуты кариесом в значительной степени, то

есть на начальных стадиях кариеса (5). Препарирование для окклюзионных виниров основано на аналогии с керамическими коронками и предполагает минимальную толщину, круговое или контактное препарирование (6). Минимальная толщина составляет 1,0 мм (для силиката лития) и 1,5 мм (для других материалов). Такие параметры требовались при использовании керамических реставраций на зубах (7).

Клинические исследования подтверждают долгосрочные благоприятные результаты для окклюзионных виниров из дисиликата лития. Также имеются краткосрочные исследования для изучения ультратонких гибридных керамических окклюзионных виниров (8). Однако за последние десятилетия механические свойства реставрационных материалов, а также материалы для адгезий ортопедических реставраций и качество используемых композитов значительно улучшились. Поэтому помимо керамических материалов, теперь доступны композитные материалы для непрямого восстановления окклюзионных поверхностей жевательных зубов (9).

Познавательное научное исследование авторов (10) показало, что окклюзионные виниры из дисиликата лития толщиной всего 0,5 мм способны выдерживать миллион циклов жевательной нагрузки без повреждений, что может обеспечивать их долговечность при использовании. Поэтому изучив литературу, мы предположили, что клинически возможно применить инвазивные методики препарирования с использованием современных

Yazışma üçün əlaqə:

Сафаралиев Ф.Р.¹, Мусаев Э.Р.¹, Гаджиев Дж.Г.¹

1. Азербайджанский Медицинский Университет, кафедра ортопедической стоматологии, Баку, Азербайджан

E-mail: fsefereliyev@amu.edu.az

материалов.

Некоторые исследователи предлагают минимальную толщину для окклюзионных виниров из дисиликата лития в 0,7 мм. Ранее предлагалось препарирование контактной, жевательной или фронтальной поверхности зуба. Значительное обтачивание твердых тканей зуба (эмали и дентина) приводит к снижению прочности реставрируемого зуба (7). Препарирование под классическую коронку предполагает стачивание большей части эмали, обнажая при этом дентин зуба. Однако высокая прочность эмали, связанная с ее высоким модулем упругости, способствует стабилизации изготовленной и фиксированной на ней реставрации. С одной стороны изменения реставрации на эмали меньше, чем на дентине, однако с другой стороны адгезия между эмалью и реставрацией более прочная и долговечная, чем между дентином и реставрацией (11). Нас интересовал вопрос, как высокая механическая прочность современных материалов в сочетании с минимально инвазивными методами препарирования влияет на долговечность реставраций. В большинстве случаев существующая уже эрозивная потеря зубной ткани создает достаточно минимальную толщину для реставрации, а оставшаяся эмаль способствует отличной адгезии и механической стабильности. Это позволяет делать реставрацию тоньше без снижения их функциональности (12).

Для изготовления окклюзионных виниров доступны как керамические, так и композитные материалы (13). Поскольку они обладают совершенно разными механическими свойствами,

вероятность долговечности окклюзионных виниров под нагрузкой должна быть изучена для обоих типов материалов.

Метод конечных элементов (FEM) используется в стоматологии с 1970-х годов (14). Использование конечно-элементного моделирования позволяет проводить точные расчеты при различных нагрузках. Полученные результаты с помощью отображения соотношений в таблицах облегчает интерпретацию полученных данных. Поэтому в данном исследовании механические испытания дополняются анализом метода конечных результатов.

Целью данного исследования является определение какие из двух методов обтачивания зубов и применение двух различных по химическому составу и механическим свойствам стоматологических материалов при изготовлении окклюзионных виниров влияют на стойкость к механическим нагрузкам и на долговечность данных реставраций. Кроме того, нас интересовал вопрос, насколько сильно различаются материалы с разным модулем упругости, такие как керамика и композиты при изготовлении окклюзионных виниров.

Материалы и методы

Для сравнения результатов мы изучили похожий метод исследования авторов (10). Окклюзионные виниры изготавливали методом компьютерного проектирования и производства (САД/САМ) на базе учебно-клинической кафедры ортопедической стоматологии АМУ. Тестируемые материалы предназначены для использования без дополнительной

термообработки. Для исследования были выбраны:

- **Celtra Duo** (Dentsply Sirona Inc., Делавер, США) – содержащая цирконий дисиликатная керамика;
- **Cera Smart** (GC Corporation, Токио, Япония) – композитный блок, обрабатываемый методом САД/САМ.

Мы использовали удаленные человеческие зубы, предоставленные стоматологической клиникой Азербайджанского Медицинского Университета. Все реставрации были изготовлены с использованием системы Ceres (Sirona Dental GmbH, Вальс, Австрия) толщиной 0,5 мм. Толщина материала виниров вручную регулировалась в программном обеспечении Ceres. Глубокие фиссуры зубов при этом не проектировались для обеспечения равномерности толщины материала реставраций.

Контроль толщины материалов проводился с помощью микрокомпьютерной томографии (Micro-CT) для обеспечения равномерности материала и показал диапазон отклонений 0,1 (15). Было изготовлено 20 образцов Celtra Duo и 20 образцов CeraSmart. В каждой группе 10 зубов препарировали классическим методом (шамферное препарирование), а другие 10 были подготовлены по минимально инвазивному методу или почти без препарирования. У всех зубов окклюзионный дентин был полностью обнажен с сохранением тонкого слоя эмали по краям, что имитировало наличие дефектов эрозии 3 степени (потеря эмали 50%) (16).

После изготовления (по технологии) САД/САМ все окклюзионные виниры были тщательно отполированы до блеска. Полировка производилась на низкой скорости (8000 об/мин)

алмазными полировочными головками. Окклюзионные виниры из материала Celtra Duo были подготовлены к адгезивной фиксации в соответствии с рекомендациями производителя. Реставрации очистили, высушили спиртом, затем на их внутреннюю поверхность наносили 5%-ную плавиковую кислоту (Vita Ceramic Etch, 5% фтористый водород, Ivoclar Vivadent GmbH, Элльваген, Германия) в течение 30 с и смывали водой. После сушки внутренние поверхности смазывали с помощью 3M ESPE Sil (Германия). Растворители испарялись в течении 5 минут при комнатной температуре.

Окклюзионные виниры из материала CeraSmart также готовили к адгезивной фиксации согласно инструкциям производителя. Виниры подвергали пескоструйной обработке оксидом алюминия (№230, Аслинг, Германия) с размером зерна 50 мкм при давлении 1,5 бара. Затем реставрации очищали и высушивали струей воздуха без содержания масел и спирта. Для обеспечения адгезионной связи на поверхность реставрации наносили Ceramic Primer II (GC Corporation, Токио, Япония). Растворители силана испарялись в течении 5 минут при комнатной температуре.

Зубы кондиционировали 37%-ным раствором фосфорной кислоты (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Шаан, Лихтенштейн). Эмаль травили в течение 30 с, а дентин – 15 с. После промывки и сушки наносили систему Syntac Classic (Ivoclar Vivadent, Шаан, Лихтенштейн) согласно инструкции (Syntac Primer в течение 15 с, а затем Syntac Adhesive втирали 10 с, после чего наносили Heliobond, распределяли воздушной струей, но не

полимеризовали). Образцы фиксировали к подготовленным зубам с помощью двойного этапа отверждения используемого композита Variolink II (Ivoclar Vivadent, Шаан, Лихтенштейн). Лютинговый композит полимеризовали галогеновой лампой PolyLUX II (Kavo Dental GmbH, Биберах/Рис, Германия) с окклюзионной, мезиальной и дистальной сторон по 20 с каждую. После этого образцы прошли цикл термостойкости из 2000 циклов (время выдержки: 30 с при 550С и 30 с при 50С).

Все образцы были протестированы в жевательном симуляторе, который имитирует цикл жевательной нагрузки (Fatigue Simulator KS-VH10, Syndicad Ingenieurbüro, Мюнхен). Особенностью симулятора KS-VH10 является очень жесткая рама и точная настройка скорости опускания антагониста (10 мм/с), чтобы минимизировать сигнал при первоначальной окклюзионной нагрузке. Во время создания вертикального нагрузки и разгрузки на образцах, антагонист смещался горизонтально (на 0,5 мм). Это важный факт, так как керамика более чувствительна к растягивающим нагрузкам, чем к сжимающим. Камеры тестирования были заполнены дважды дистиллированной водой, а образцы подвергались одному миллиону циклов нагрузки силой 50Н. В качестве антагонистов использовали сферы из оксида алюминия (Al₂O₃) (Frialit Degussit, Мангейм, Германия). Эти высокоплотные сферы из оксида алюминия диаметром 5 мм отличались высокой твердостью, благодаря чему контактная поверхность антагониста практически не менялась в ходе эксперимента (17).

В качестве критерия негодности

реставрации обращали внимание на появление трещин на её поверхности.

После заданного числа циклов (10¹, 10², 10³, 10⁴, 10⁵, 2x10⁵, 3x10⁵, 4x10⁵, 5x10⁵, 6x10⁵, 7x10⁵, 8x10⁵, 9x10⁵ и 10⁵) образцы проверяли на наличие трещин с помощью светодиодной лампы (LED-Lenser V12 с волоконно-оптической насадкой, Syndicad Ingenieurbüro, Мюнхен). Анализ прочности окклюзионных виниров из двух материалов (композита и керамики) проводили с использованием метода Каплана-Мейера (18). Оценку статистически значимых различий между группами (с помощью допустимых интервалов) осуществляли с использованием критерия лог-ранга (Log-rank test) (19).

Для визуализации распределения напряжений под нагрузкой при наличии и отсутствии классического препарирования для двух видов материалов использовали метод конечных элементов (FEA). Трехмерные данные образцов получали с помощью микрокомпьютерного томографа (µCT 40, Scanco, Bassersdorf, Швейцария; настройки: 70 кВ, 114 мкА, пространственное разрешение: 40x40x40 мкм). Для численного анализа методом конечных элементов требовалось как можно более автоматизировано и точно разделить различные материалы. Сегментацию проводили на основе рентгенографической плотности материалов.

Данные микрокомпьютерной томографии преобразовали с помощью бесплатной программы Fiji (20). Нанесенные слои материалов, соответствующие окклюзионным винирам, фиксирующему композиту, эмали и дентину, сегментировали в программе itk-snap

(21). На основе этих сегментированных данных с помощью бесплатных программ Iso2mesh и Octave (22), создавали тетраэдрическую сетку. Для анализа методом конечных элементов использовали другую бесплатную программу – z88 (Prof. Dr. – Ing. Frank Rieg. <https://z88.de/>) (23).

Чтобы смоделировать нагрузку, на центр окклюзионного винира прикладывали силу в 100Н. Нагрузку моделировали виртуальным антагонистом шаровидной формы. Используемым нами материалам были даны следующие механические свойства: модуль Юнга 95 ГПа для керамики CAD/CAM, 84,1 ГПа для эмали, 18,6 ГПа для дентина, 10 ГПа для композита CAD/CAM и 5,0 ГПа для фиксирующего композита. Коэффициент Пуассона был установлен равным 0,33. Последующая обработка результатов численного моделирования

выполнялась с помощью бесплатной программы Paraview (Sandia Corporation, Kitware Inc.) (24). Максимальное главное напряжение определяли для выявления возможных пиков напряжения и критических зон. Максимальные значения напряжений основаны на 0,999- квантиле распределения напряжений, чтобы получить физически достоверные результаты. Оценка максимального главного напряжения и предела прочности при растяжении позволяет прогнозировать вероятность разрушения.

Результаты исследований

Результаты представлены в таблице 1. Ни разница между группами Celtra Duo ($p=0,0816$), ни разница между группами CeraSmart ($p=0,1$) не была статистически значимой.

Таблица 1. Оценки Каплана-Мейера после одного миллиона циклов

Способы подготовки зуба (препарирование)	Оценка Каплана Мейера	Нижняя граница 95% ДИ	Верхняя граница 95% ДИ
Celtra Duo, без препарирования	60%	0,42	0,86
Celtra Duo, препарированный	40%	0,23	0,68
CeraSmart, без препарирования	95%	0,86	1,00
CeraSmart, препарированный	95%	0,86	1,00

За исключением одного повреждения на 100-м цикле, остальные случаи поломки реставраций происходили только после 100.000 циклов. Поскольку исследование автора (10) основано на том же методе, мы

сравнили результаты. Разница лучше всего иллюстрируется текстовым описанием. Результат оценки вероятности долговечности реставраций по Каплану-Мейеру после 1 миллиона циклов выглядит

так:

40% Celtra Duo (с препарированием)
<50% IPS Empress CAD <60% Celtra Duo (без препарирования) <95% CeraSmart (с препарированием) = 95% CeraSmart (без препарирования) = 95% Lava Ultimate CAD/CAM <100% IPS e.max CAD.

Таким образом, эти результаты наглядно показывают влияние вида материала на прочность окклюзионных виниров. В то же время дизайн препарирования в проведенном эксперименте не является принципиально влияющим фактором на прочность реставрации. Наше предположение можно считать спорным и требует дальнейших исследований в полости рта.

Результаты сравнения данных методом конечных элементов.

Метод конечных элементов (МКЭ) применялся для упрощения обсуждаемых результатов эксперимента при создании циклической нагрузки. Результаты МКЭ подтверждают выводы эксперимента: окклюзионные силы вызывают локальные напряжения

непосредственно под реставрацией. Все данные приведены в таблице 2. Максимальные напряжения не сосредотачиваются по краям реставраций (см. Таблицу 2, максимальное значение в эмали – 12,7 Мпа). Основные пики напряжений реставраций расположены в области окклюзионного контакта. Напряжения не достигают границы препарирования из-за значительного расстояния. Поскольку методы препарирования не связана напрямую с возникающими окклюзионными напряжениями, методы препарирования в нашем эксперименте не оказал существенного влияния на стабильность реставрации. Однако мы не отрицаем необходимый факт точного краевого прилегания реставраций при изготовлении непосредственно в полости рта пациентов, учитывая ее биологическую среду. Данный эксперимент показал и влияние качества материала (композитов, керамики) на распределение напряжений, что вполне можно объяснить улучшением биосовместимости современных материалов к тканям зуба.

Таблица 2. Количественная оценка сравнения результатов анализа препарирования и материалов методом конечных элементов (максимальные напряжения)

	Шамферное препарирование Керамика -дентин	Минимальное препарирование Керамика -дентин	Без препарирования Керамика -дентин
	Композит- эмаль	Композит- дентин	Композит- дентин
Эмаль Max (МПа)	3,8341	1,1610	1,0413

Дентин Мах (МПа)	1,0110	1,2719	1,0611
Фиксирующий композит Мах (МПа).	5,1729	1,0117	0,8816
Материал реставрации Мах (МПа)	7,7877	8,5479	5,2345

В случае реставрации из материала с высоким модулем упругости (керамика) напряжение в основном распределяется внутри самой реставрации (см. «керамика - дентин» в таблице 2). Если модуль упругости материала ниже (композит), часто напряжения перераспределяются на фиксирующий композит и прилегающие твердые ткани зуба (см. «композит-дентин» в таблице 2, где отмечены более высокие значения напряжения в фиксирующем композите). Если под реставрацией находится эмаль, из-за её высокого модуля упругости, напряжение концентрируется в самой эмали. Однако, если под реставрацией располагается дентин, напряжения распространяются глубже в структуру зуба.

Очевидно, что в области краевых участков реставрации напряжения возникают минимально. Однако, эксперимент вне полости рта не указывает важность значения границ и краевых участков реставраций, так как в биологической среде полости рта они находятся под комплексом многих воздействий (нагрузка, межзубные соотношения, микроподвижность и т.д.). В нашем эксперименте вся нагрузка сосредоточена непосредственно под антагонистом (особенно при больших дефектах или неправильном прикусе).

Если под реставрацией сохраняется эмаль, то различия напряжений в самом дентине невелики (10,1 МПа для обоих случаев). Однако, если остается только дентин, то при сравнении керамической и композитной реставраций заметно различие в характере распределения напряжений. В случае композитной реставрации напряжения распределяются между фиксирующим композитом и подлежащим дентином (табл. 2). При этом в керамике напряжения локализуются в основном в самой реставрации. Кроме того, максимальные значения напряжений в керамических реставрациях наблюдаются в группе «керамика - дентине». Поскольку в эксперименте использовались различные образцы, их абсолютные показатели оказались сопоставимы с результатами других групп, но при этом с подлежащим дентином наблюдались сравнительно чуть высокие значения.

Если в качестве опоры под реставрацией остается эмаль, максимальные напряжения в дентине снижаются. Двухсторонняя фиксация композита материалами с высоким модулем упругости (эмалью и керамикой) приводит к 2-5-кратному увеличению сжимающих напряжений в самом композите (51,7 и 29,8 МПа). Фиксирующий композит в данном случае компенсирует пиковые

напряжения и за счет своих вязкоупругих свойств может рассматриваться в качестве демпфирующего элемента.

В таблице 2 показаны возникшие различия. Для эмали, дентина, фиксирующего композита и двух реставрационных материалов по отдельности определялись максимальные главные напряжения. Показатели полученных данных с минимально препарированным (почти без) неправильно сравнивать друг с другом, так как они получены для разных образцов с различным геометрическим значением. Однако результаты, приведенные для классического препарирования, относятся к одной и той же модели, поэтому между собой они сопоставимы.

Дискуссия

Основной целью данного исследования было выяснить, влияют ли виды препарирования на прочность ультратонких окклюзионных виниров, изготовленных методом CAD/CAM. Для этого были выбраны два часто используемых материала для CAD/CAM, которые преимущественно различаются по модулю упругости: композитный CAD/CAM-материал (CeraSmart) и дисиликат лития, усиленный диоксидом циркония. Эксперимент *in vitro* проводили по той же методике, что и в работе Неск, что позволило провести сравнение результатов (10). В ходе данного исследования применялась механическая нагрузка в течение одного миллиона циклов при максимальной силе.

Жевательный симулятор имитировал жевательные движения: на образец прикладывалась вертикальная нагрузка, под которой он смещался

горизонтально на 0,5 мм. Хотя такая модель не полностью воспроизводит сложные физиологические движения при жевании, мы постарались воссоздать близкие условия в эксперименте.

Подобный подход позволяет достоверно прогнозировать поведение реставраций *in vivo* (25). Один миллион циклов соответствует приблизительно 4-5 годам эксплуатации. Эксперимент длился в течение одного года. Поскольку сила жевательного давления варьирует у разных людей, была выбрана усредненная величина 50Н, которая также используется в других исследованиях (25,26). В реальности жевательная нагрузка может составлять от 10 до 120Н. При патологических состояниях, например, при бруксизме, напряжение может достигать 800Н и более (26).

Образцы фиксировались в держателе жестко с помощью композита, без использования демпфирующего материала. Таким образом, физиологическое перемещение зубов за счет периодонта не воспроизводилось (27). Отсутствие эластичного прокладочного материала под виниры может увеличивать погрешность, однако в клинических условиях фактическая нагрузка будет несколько мягче.

С точки зрения материаловедения, препарирование под винир напоминает «шар-на кольцо», то есть реставрация опирается по кругу на жесткую эмаль, а центральная часть реставрации опирается на дентин с более низким модулем упругости. Клинически это худший вариант для хрупких материалов. Никакие травматические изменения искусственно не создавались, чтобы избежать заранее

заданных точек инициации трещин. Средняя толщина окклюзионных виниров составляла 0,5 мм; по данным микрокомпьютерной томографии (Micro-CT), возможное отклонение составляло 0,1 мм.

Аккуратная полировка имеет решающее значение для предотвращения распространения трещин в реставрационном материале. В данной работе все виниры были тщательно отполированы. Завершающая обработка и полировка зависят от навыков пациентов и подвержены ошибкам, однако именно такой пользовательский фактор характерен для клинической практики, а значит, подобная вариативность отражает реальные условия и является преимуществом для *in vitro*-исследования (28).

Образцы постоянно находились в камерах, заполненных дистиллированной водой, чтобы предотвратить высыхание зубов и приблизить условия эксперимента к биологически смачиваемой слюной ротовой полости. Вода при этом оказывает коррозионное воздействие на материал реставрации и адгезию, что в итоге снижает ее износостойкость.

Гидролиз – это процесс, который с течением времени ухудшает механические свойства керамики. Этот процесс начинает появляться с поверхности материала и во многом связан с циклическими нагрузками. Образование микровыемок и воздействие воды на микротрещины повышают давление в зоне трещин и усиливают их распространение, способствуя коррозионному разрушению (29).

В реальных условиях полости рта реставрации подвергаются перепадам

температур в диапазоне от около 0 до 800С. Такие температурные изменения влияют на прочность адгезионной связи (39). В литературе нет единого мнения о масштабах данного влияния, однако поскольку у реставраций на основе диоксида циркония иногда наблюдается внезапная потеря адгезии после термоциклирования, включение таких температурных циклов в протокол искусственной изношенности считается оправданным (30).

При контакте жесткого тела с криволинейной поверхностью и линейно-упругим материалом последний деформируется, образуя плоскую контактную зону между жестким антагонистом и эластичной реставрацией. Под контактной поверхностью двух объектов формируется эллиптическая кривая напряжений – так называемые напряжения Герца. Их величина зависит: от прикладываемой силы, радиуса кривизны взаимодействующих тел, коэффициента Пуассона и модуля упругости материалов. Для наглядного объяснения и понимания полученных результатов в данном исследовании применяли метод конечных элементов. Определить критерий поломки для реставрации можно по-разному. Трещина представляет собой расслоение материала по линии, а «bulk fracture» — это частичное разрушение материала реставрации. Появление трещины не имеет серьезных клинических последствий, поэтому в данном исследовании визуально обнаруживаемая трещина была принята за строгий критерий отказа. В реальной практике небольшие единичные или множественные микротрещины в реставрации могут считаться клинически приемлемыми и

функциональными. Тем не менее, наличие трещин влияет на характер разрушения и может привести к полному разрушению. Необходимо проводить наблюдения за созданной реставрацией до тех пор, пока не произошло разрушение материала. С другой стороны, объёмные сколы делают замену реставрации неизбежной. В данном исследовании мы принимали во внимание даже небольшую видимую трещину в качестве критерия поломки реставрации, чтобы учитывать дальнейшие возможные риски и предложить клинические рекомендации для дальнейшего длительного пользования реставрации пациентом. Наши результаты показывают, что между препарированием (шамферным) и отсутствием препарирования не наблюдалось никакой разницы в прочности реставрации. Мы согласны с авторами, которые исследовали влияние материала реставрации и дизайна препарирования на долговечность виниров (30). В нашем исследовании выбор материала также стал решающим фактором, влияющим на долговечность виниров. В то время как композитные реставрации из CeraSmart показали отличные результаты (95%) под циклической нагрузкой, вероятность прочности Celtra Duo без термообработки после фрезерования оказалась низкой для клинических случаев – 40% и 60% при эксперименте с одним миллионом циклов. Авторы показали, что термообработка способна увеличить прочность на излом у Celta Duo в 2,5 раза (31). Они предположили, что термообработка «сглаживает» вершины трещин, возникающих в процессе изготовления

реставраций (31). Если эта гипотеза верна, то важный аргумент в пользу Celtra Duo то, что отпадает надобность в дополнительной термообработке материала и помогает сокращать время для быстрого изготовления в CAD/CAM-процессе.

Хорошие результаты композитных реставраций можно объяснить их вязкоупругими свойствами. По сравнению с керамикой, композитные материалы могут пластически деформироваться под воздействием сжимающих и растягивающих нагрузок, «поглощая» энергию деформации, которая в керамике привела бы к росту трещин. Несмотря на более низкие твердость и модуль упругости, у CeraSmart отмечается высокая прочность на излом.

Heck и соавт. протестировали три различных материала, снижая толщину реставраций до 0,3-0,5 мм (10). В исследовании использовались IPS Empress CAD, IPS e.max CAD и Lava Ultimate; при этом применялся только вариант без препарирования. Под нагрузкой 50 Н и после одного миллиона циклов прочность составила 50% для IPS Empress CAD, 95% для Lava Ultimate и 100% для IPS e.max CAD. Показатели прочности у IPS Empress CAD и Lava Ultimate соответствуют нашим данным для Celtra Duo и CeraSmart. Кроме того, Heck и соавт. протестировали образцы IPS e.max CAD во второй серии эксперимента: один миллион циклов нагрузки при 100 Н (10).

Эти результаты показывают, что толщина 0,3-0,5 мм достаточная для очень высокой вероятности выживаемости при правильном выборе материала. Хотя IPS Empress с 1990-х годов успешно используется для

инлеев без серьезного риска крупных сколов, она, как и Celta Duo, не подходит для изготовления тонких окклюзионных виниров. Согласно результатам лабораторных исследований, только IPS e.max CAD и все исследованные композитные материалы подходят для изготовления ультратонких окклюзионных виниров.

Визуализация сжимающих напряжений в модели конечных элементов соединяет как видимые, так и численные выводы механического эксперимента.

Напряжения сосредотачиваются под зоной контакта и не достигают края препарирования. Такая ситуация сохраняется до тех пор, пока окклюзионные, то есть контактные точки находятся удаленно от края реставраций. Это факт соответствует традиционной рекомендации располагать их на расстоянии более 1 мм от границы реставрации.

При анализе данных микрокомпьютерной томографии образцов, предназначенных для расчётов методом конечных элементов, выявилась ещё одна причина возможного разрушения реставрации. Несмотря на тщательное нанесение фиксирующего композита и идеальные условия, под реставрацией образовались пузырьки воздуха. Эти пузырьки при адгезивной фиксации приводят к увеличению изгиба реставрации, что ускоряет распространение трещин. Анализ методом конечных элементов подтверждает эту проблему. Воздушный пузырёк создает зону, где нет адгезии на внутренней поверхности керамики, что вызывает неблагоприятные растягивающие нагрузки и рост трещин.

Модель конечных элементов была создана на основе реального трёхмерного скана образца, поэтому воздушные пузырьки и вариации толщины учитывались и в расчётной модели. Для проведения анализа использовались тетраэдры меньшего размера, чтобы более точно отобразить распределение напряжений в зоне дефектов, что в отличие от идеальных CAD-моделей позволяет приблизиться к реальной клинической ситуации.

Заключение

Поскольку оба метода препарирования (шамферное и отсутствие препарирования) не различаются в эксперименте по вероятности прочности ни в случае керамического материала с высоким модулем упругости, ни при использовании композита с относительно низким модулем упругости, можно заключить, что вида препарирования приемлемы в биологической среде полости рта. Однако в экспериментальных условиях лучшее качество изготовления окклюзионных виниров показал минимальное препарирование с максимальным сохранением эмали зубов. Прочность реставрации больше зависит от выбранного материала. В данном случае это применение композитов последнего поколения. Иными словами, решение о классическом препарировании должно приниматься исключительно на основании клинических показаний, а не из-за требований к прочности. При этом для керамических окклюзионных виниров вероятность выживаемости при препарировании оказалась даже ниже, чем без него. Хотя абсолютная

разница слишком мала, чтобы быть статистически значимой на уровне 5%, данное наблюдение можно рассматривать как дополнительный аргумент в пользу минимализации препарирования (где это возможно) для максимального сохранения структуры зуба. В настоящее время необходимы дополнительные клинические исследования, чтобы подтвердить надёжность такого минимально инвазивного подхода.

ЛИТЕРАТУРА

1. Meyer-Lückel H., Paris S., Ekstrand KR. Epidemiologie der Karies und nicht kariöser Zahnhartsubstanzdefekte [Epidemiology of caries and noncarious dental hard tissue defects]. In: Schiffner U, Editor. Karies, Wissenschaft und Klinische Praxis, Stuttgart: Thieme; 2012, pp. 130-145.
2. B Gillings, M Buonocore. Thickness of enamel at the base of pits and fissures in human molars and bicuspids. *J.Dent Res*, 40(1961), pp. 119-133
3. M Braem, P Lambrechts, G Vanherle. Stress-induced cervical lesions. *J. Prosthet Dent*, 1992, 67, pp. 718-722
4. K.A. Turner, D.M. Missirlian. Restoration of the extremely worn dentition. *J Prosthet Dent*, 1984, 54, pp. 467-474
5. P. Magne, K. Stanley, L.H. Schlichting. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater*, 2012, 28, pp. 777-782
6. H.W. Oppice. A resume of ideas on porcelain jacket crown preparations. *J Am Dent Assoc*, 1934, 21:1030-1039
7. M. Kern, V.P. Thompson, F Beuer, D Edelhoff, R Frankenberger, RJ Kohal, KH Kunzelmann, et al. All-ceramics at a glance (3rd edition). Society for Dental Ceramics, Ettlingen, 2017. 8. A. Della Bona, P.H. Corazza, Y. Zhang. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic network material. *Dental materials*, 2014, 30: 564-569
8. D. Edelhoff, J.F. Güth, K. Erdelt, O Brix, A Liebermann. Clinical performance of occlusal onlays made of lithium disilicate ceramic in patients with severe tooth wear up to 11 years. *Dent Mater*, 2019, p. 35
9. K. Heck, H. Paterno, A. Lederer, F. Litzemberger, R. Hickel. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM ceramic and nanoceramic composite occlusal veneers. *Dent Mater*, 2019, 35, pp. 1370-1377
10. D Morin, R DeLong, W.H. Douglas. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *J Dent Res*, 1984, 63:1075-1078
11. RL Bowen, EN Cobb. A method for bonding to dentin and enamel. *J Am Dent Assoc*, 1983, 107:734-736.
12. A Attia, KM Abdelaziz, S Freitag, M Kern. Fracture load of composite resin and feldspathic all ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*, 2006, 95:117-123.
13. DL Morin, M Cross, VR Voller, WH Douglas, R DeLong. Biophysical stress analysis of restored teeth: modelling and analysis. *Dent Mater*, 1988, 4:77-84
14. R Dougherty, KH Kunzelmann. Computing local thickness of 3D structures with Image. *J Microsc Micro*, 2007, p.13
15. D Bartlett, C Ganss, A Lussi. Basic Erosive Wear Examination (BEWE): a new scoring

17. system for scientific and clinical needs. *Clinic Oral Invest*, 2008, 12:S65-S68
18. Von Köckritz AK. Der Einfluss verschiedener Politurverfahren auf das Verschleißverhalten von indirekten Restaurationsmaterialien [The influence of different polishing procedures on the wear behavior of indirect restorative materials]. LMU München: Ludwig-Maximilians-Universität München, 2014.
19. EL Kaplan, P Meier. Nonparametric estimation from incomplete observations. *J Am Stat Assoc*, 1958, 53:457-481
20. N Mantel. Evaluation of survival data and two new rank order statistics arising in its consideration. *Cancer Chemother Rep*, 1966, 50:163-170
21. J Schindelin, I Arganda-Carreras, E Frise, V Kaynig, M Longair, T Pietzsch, et al. Fiji: an open source platform for biological-image analysis. *Nat Methods*, 2012, 9:676-682
22. P.A. Yushkevich, J. Piven, H.C. Hazlett, R.G. Smith, S.Ho, J.C. Gee, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage*, 2006, 31:1116-1128
23. Qianqian F, Boas D.A. Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and grayscale images. In: 2009 IEEE International symposium on biomedical imaging: from nano to macro, Boston, MA, USA: IEEE, 2009:1142-1145
24. JW Eaton, D Bateman, S Hauberg. GNU Octave Manual Version 3 (third ed.). Network Theory Ltd, United Kingdom, 2008.
25. J Ahrens, B Geveci, C Law. Paraview: An end-user tool for large data visualization. *Vis Handb*, 2005, 717:717-731
26. R. DeLong, W.H. Douglas. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*, 1983, 62:32-36
27. M. Steiner, M.E. Mitsias, K. Ludwig, M. Kern. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, 2009, 25:494-499
28. G.J. Parfitt. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res*, 1960, 39:608-618
29. U. Lohbauer, F.A. Müller, A. Petschelt . Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater*, 2008, 24:250-256
30. H.Salmang, H.Einführung Scholze. *Keramik [Introduction, Ceramics]*. Springer Berlin Heidelberg, 1982.
31. J.O. Clausen, M. Abou Tara, M. Kern. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater*, 2010, 26:533-538
32. R. Badawy, O. El-Mowafy, L.E. Tam. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials— Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater*, 2016, 32:847-852.

FEATURES OF OCCLUSAL VENEERS PREPARATION TO INCREASE DURABILITY

Safaraliev F.R.¹, Musaev E.R.¹, Gadjiev J.G.¹

1. Azerbaijan Medical University, Department of orthopedic dentistry

E-mail: fsefereliyev@amu.edu.az

Abstract

The strength of ultra-thin occlusal veneers, manufactured by the CAD/CAM method with different preparation methods was investigated.

For this purpose, mechanical action under cyclic loading conditions and numerical analysis using the finite element method were carried out (FEA).

The study was conducted at the Clinical Dentistry Department of Orthopedic Dentistry at AMU.

40 teeth were prepared: 20 – classical preparation for veneers, the other 20 teeth were barely prepared until the dentin was exposed.

Each group had veneers made using the CAD/CAM method, but with different materials: 1) low-elasticity (composite material); 2) high-elasticity (ceramic material). Fixation was performed using adhesive method. The samples were subjected to a force of 50 N for several 1.000.000 cycles using a chewing stimulator. They were then examined for damage. The presence of a visible crack was defined as a failure of the restoration.

The Kaplan-Meier method was used to estimate the strength of the data in the analysis. The finitem element numerical analysis was performed using open-source software. The strength of samples with and without preparation was compared. The probability of

strength of occlusal veneers without preparation is 60%; with preparation – 40%, without statistically significant values.

Composite veneers demonstrated 95% strength regardless of the preparation method. In conclusion, we note that the preparation method did not affect the mechanical stability of the veneers. Therefore, minimal preparation is recommended. However, the restoration material is an important factor for its durability.

Keywords: preparation; veneer; loading; ceramics; composites; dentin.

OKKLÜZİAL VINİRLƏRİN DAYANIQLILIĞINI QORUMAQ ÜÇÜN OPTİMAL DİŞ YONMA METODLARI

Səfərəliyev F.R.¹, Musayev E.R.¹, Hacıyev C.G.¹

1. Azərbaycan Tibb Universiteti, ortopedik stomatologiya kafedrası, Bakı

E-mail: fsefereliyev@amu.edu.az

Xülasə

Müxtəlif yonulma üsulları ilə kompüter dəstəklı dizayn və kompüter dəstəklı istehsal (CAD/CAM) ilə istehsal olunan ultra nazik okklüzial vinirlərin möhkəmliyi tədqiq edilmişdir. Bu məqsədlə, tsiklik yükləmə şəraitində diş modelləri üzərində mexaniki təsir, eləcə də sonlu element metodundan istifadə edərək ədədi analiz aparılmışdır.

Tədqiqat ATU-nun Ortopedik Stomatologiyanın tədris-klinik bazasında aparılmışdır. 40 molyar diş hazırlanmışdır: onlardan 20-si vinirlər üçün adi (şafər) üsulla yonulmuş, digər 20 diş isə demək olar

ki, yonulmamış, yeni dentin açılmasına qədər minimal yonma aparılmışdır. Hər bir diş qrupu üçün vinirlər CAD/CAM texnologiyasından istifadə olunmaqla, lakin müxtəlif kimyəvi tərkibə malik diş materiallarından hazırlanmışdır: 1) aşağı elastiklikli (kompozit); 2) yüksək elastiklikli (keramika) materiallardan. Vinirlərin fiksasiyası yapışqan üsulla aparılmışdır. Nümunələr çeynəmə stimulyatorundan istifadə olunmaqla 1 000 000 dövr (siki) ərzində 50 N qüvvəyə məruz qalmışdır. Daha sonra əldə edilən kaplama nümunələri zədələnmələr (qırıqlar, çatlar) baxımından müayinə edilmişdir. Görünən dəyişikliklər bərpanın uğursuzluğu kimi qiymətləndirilmişdir.

Restorasiyaların möhkəmliyini və dayanıqlılığını qiymətləndirmək üçün məlumatların təhlilində Kaplan-Meier metodundan istifadə edilmişdir.

Sonlu element analizi (FEA) açıq mənbəli proqram təminatından istifadə etməklə aparılmışdır.

Vinirlər üçün yonulmuş və yonulmamış dişlərin, yeni dentinin açılmasından əvvəlki vəziyyətdə olan nümunələrin möhkəmliyi müqayisə edilmişdir. Okklyuzion keramik vinirlərin möhkəmliyi belə olmuşdur: yonulmayan dişlərdə – 60%; yonulmuş dişlərdə – 40%; statistik baxımdan əhəmiyyətli fərqlər aşkar edilməmişdir. Kompozit vinirlər yonma metodundan asılı olmayaraq 95% möhkəmlik və dayanıqlılıq nümayiş etdirmişdir.

Nəticə olaraq qeyd edək ki, okklyuzion vinirlər üçün dişlərin yonulma metodları mübahisəli məsələ olaraq qalır və apardığımız işdə okklyuzion vinirlərin mexaniki dayanıqlılığına əhəmiyyətli təsir göstərməmişdir. Lakin, standart vinirlər üçün minimal diş yonulmasının əhəmiyyətini azaltmırıq. Buna görə də okklyuzion vinirlərin hazırlanmasında minimal yonulma tövsiyə olunur. Eyni zamanda, bərpa materialının seçimi onun uzunömürlü olmasında əsas amildir.

Açar sözlər: preparasiya; vinirlər; yüklənmə; keramika; komp ozitlər; dentin