

На правах рукописи
УДК: 616.314-76-77

Ервандян Арутюн Гегамович

Клинико-лабораторное обоснование применения адгезионных мостовидных протезов из ормокеров и волоконных материалов

14.00.21. – “Стоматология”

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Москва - 2005

Работа выполнена в ГОУ ВПО «Московский государственный Медико-Стоматологический Университет» РОСЗДРАВА.

Научный руководитель:

заслуженный деятель науки РФ, доктор медицинских наук,
профессор Борис Павлович Марков.

Официальные оппоненты:

доктор медицинских наук, профессор Олег Арнольдович Петрикас;
доктор медицинских наук, профессор Александр Николаевич Ряховский.

Ведущая организация:

ГОУ ВПО «Российская медицинская академия последипломного образования» МЗ РФ.

Защита состоится 2005г. в часов на заседании диссертационного Совета К208.041.02 при ГОУ ВПО «Московский Государственный Медико-Стоматологический Университет» Росздрава (127473, Москва, ул. Делегатская, д. 20/1).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ГОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет» Росздрава (125206, Москва, ул. Вутетича, д. 10^а).

Автореферат разослан 2005г.

Ученый секретарь диссертационного Совета:

доцент

О.П. Дашкова

Общая характеристика работы

Актуальность исследования

Частичная потеря зубов, возникающая вследствие осложненного кариеса, пародонтита, травмы, новообразований, функциональной перегрузки зубов и других причин, представляется наиболее распространенной проблемой ортопедической стоматологии [Курляндский В.Ю., 1977; Гаврилов Е.И., 1994; Марков Б.П., 2001].

Для восполнения частичной потери зубов применяют различные конструкции. При замещении малых включённых дефектов в подавляющем числе случаев применяют мостовидные протезы [Копейкин В.Н. 1998]. Из-за высоких эстетических требований, предъявляемых к современным конструкциям, широкое распространение нашли металлокерамические и металлопластмассовые мостовидные протезы [Гаврилов Е.И., 1994]. Однако применение данных протезов сопряжено со значительным препарированием зубных тканей, часто приводящим к возникновению осложнений (пульпит, периодонтит, гиперчувствительность и др.) [Белая Е.А., 1997]. В ряде случаев металлы и пластмасса, могут вызывать аллергические реакции и оказывать токсическое (местное и общее) действие на организм [Копейкин В.Н. 1998]. Всё это побудило клиницистов к поиску и применению материалов, лишённых указанных побочных эффектов. Появление в конце 20-го столетия нового поколения материалов, таких как композиты и адгезивы [Bowen R.L., 1965], привело к возникновению оригинальных несъемных конструкций – адгезионных мостовидных протезов (АМП) [Huberman M., 1967]. Не требуя значительного препарирования опорных зубов, эти протезы не вызывают побочные явления, характерные для металлокерамических и металлопластмассовых мостовидных протезов. Это послужило широкому использованию АМП в последнее время.

Стремление избавиться от металла и пластмассы в полости рта привело к замене первоначально металлического каркаса АМП на композитный с

обязательным армированием волоконными материалами для увеличения прочности композита [Ряховский А.Н., 1999; Петрикас И.В., 2001; Butterworth C., et all., 2003,].

Однако, несмотря на большое количество конструкций и методик изготовления АМП, срок их службы составляет около 3 лет, что недостаточно для постоянной несъемной конструкции [Botelho M.G., et all., 2002]. Это определяет насущную необходимость увеличения надежности АМП.

Появление нового поколения восстановительных стоматологических материалов на основе ормокеров, обладающих повышенными физико-механическими характеристиками в сравнении с обычными композитами, позволяет применить их для повышения прочностных свойств и увеличения эксплуатационных ресурсов АМП.

В изученной нами литературе отсутствует информация о сочетанном применении ормокера, армированного волоконными материалами, для изготовления АМП. Не изучено влияние на прочность различных условий полимеризации (температура, давление, мощность светового излучения), вида адгезива и способа его нанесения на волоконный материал, и положения волоконного материала в ормокере. Не исследованы отдалённые результаты клинического применения АМП из ормокеров и волоконных материалов.

ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Целью настоящего исследования является совершенствование ортопедического лечения больных с малыми включёнными дефектами зубных рядов адгезионными мостовидными протезами из ормокеров и волоконных материалов.

ЗАДАЧИ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для осуществления поставленной цели были поставлены следующие задачи:

1. Сравнить прочностные характеристики ормокоеров и композитов, армированных волоконными материалами, полимеризованных в различных условиях.
2. Изучить сравнительную прочность адгезионных мостовидных протезов из ормокоеров и волоконных материалов, изготовленных клиническим и лабораторным методами, и на основе полученных данных разработать методику изготовления адгезионных мостовидных протезов, обеспечивающую максимальную прочность конструкции.
3. Изучить некоторые эстетические характеристики ормокоеров и композитов, используемых для изготовления адгезионных мостовидных протезов.
4. Определить показания к применению адгезионных мостовидных протезов из ормокоеров и волоконных материалов.
5. Изучить отдаленные результаты применения адгезионных мостовидных протезов из ормокоеров и волоконных материалов сроком до 4 лет.

НАУЧНАЯ НОВИЗНА

Впервые изучены прочностные характеристики адгезионных мостовидных протезов из ормокоеров и волоконных материалов.

Проведён сравнительный анализ прочностных характеристик ормокоеров и композиционных материалов, обработанных в различных условиях.

Впервые изучено влияние положения волоконного материала в образце из ормокоера на прочность при изгибе и модуль упругости.

Проведён сравнительный анализ прочности на изгиб и модуля упругости образцов из ормокоеров армированных арамидной нитью и стекловолокном.

Проведено сравнение прочности адгезионных мостовидных протезов из ормокоера и стекловолокна, изготовленных клиническим и лабораторным методами.

Изучен флюоресцирующий эффект ормокоеров до и после армирования стекловолокном.

Изучена полируемость ормокоеров после полимеризации в лабораторных условиях (температура 200°C, давление 5 атм, мощность света 600мВт/см²).

Изучены показания к ортопедическому лечению малых включенных дефектов адгезионных мостовидных протезов из ормокоеров и волоконных материалов.

Впервые разработан и внедрён отечественный стоматологический стекловолоконный шнур-чулок «Глассарм».

АПРОБАЦИЯ НАУЧНЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

Материалы диссертации доложены и обсуждены:

на научной конференции молодых исследователей стоматологов-ортопедов г. Москвы, посвящённой 80-летию МГМСУ и приуроченной ко дню рождения В.Ю.Курляндского, Москва, 2002;

на научной конференции молодых исследователей стоматологов-ортопедов, посвящённой 95-летию В.Ю.Курляндского, Москва, 2003.

Апробация работы состоялась на межкафедральном совещании кафедр факультетской ортопедической стоматологии и ортопедической стоматологии ФПКС МГМСУ 28 марта 2005 года.

ПОЛОЖЕНИЯ, ВЫНОСИМЫЕ НА ЗАЩИТУ

1. Оптимальным режимом полимеризации ормокоера являются температура 200°C, давление 5 атм, мощность света 600мВт/см². Поэтому изготовление адгезионных мостовидных протезов необходимо проводить в лабораторных условиях.

2. Расположение волоконного материала в конструкции имеет принципиальное значение и может менять прочность на изгиб в 3 раза. Оптимальным является расположение армирующих элементов в нижней части конструкции.
3. Армированный стекловолокном ормокер имеет большую прочность, чем армированный стекловолокном композит.
4. Нанесение адгезива на волоконный материал в условиях вакуума приводит к повышению прочности конструкции.
5. Адгезионные мостовидные протезы из ормокеров и стекловолокна, изготовленные лабораторным путём по разработанной методике, разрушаются при усилиях в 3,2 раза превышающих нагрузку, в сумме выдерживаемую здоровым пародонтом опорных зубов. Поэтому они могут использоваться в качестве альтернативы металлокерамических конструкций.

ОБЪЕМ И СТРУКТУРА ДИССЕРТАЦИИ

Диссертация изложена на 135 страницах машинописного текста, состоит из введения, обзора литературы, главы материалов и методов исследования, двух глав собственных исследований, обсуждения полученных результатов, выводов, практических рекомендаций и литературного списка, включающего 164 работ, из них 56 отечественных и 108 зарубежных авторов. Работа иллюстрирована 16 таблицами, 43 фотографиями, рисунками и схемами.

Публикации:

По теме диссертации опубликованы 4 научные работы.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Материалы и методы исследования

Для проведения исследований нами использовались основные (ормокеры – Definite® (Degussa, Germany), Admira®, Admira® Flow, Admira® Bond

(VOCO, Germany); светоотверждаемые композиционные материалы – XRV Herculite®, Revolution (Kerr, USA); волоконные материалы – GlasSpan (GlasSpan, USA), Глассарм (Россия) и Армос (ТверьХимВолокно, Россия)) и вспомогательные стоматологические материалы (композиционный цемент двойного отверждения – Bifix DC (Voco, Germany); пластмасса холодной полимеризации – Протакрил-М (Стома, Украина); силиконовый оттисковый материал – Bisico (Bisico, USA); удалённые по ортодонтическим и пародонтологическим показаниям человеческие зубы).

Методы лабораторных исследований включили: определение прочностных свойств образцов на изгиб и модуля упругости (ISO 10477-92), исследование прочности АМП из ормокеров и волоконных материалов *in vitro*, определение полируемости ормокеров (ISO 10477-92) и определение флюоресцирующего эффекта (ГОСТ Р 51202-98 пункт 6.2.7).

Определение прочностных свойств образцов на изгиб и модуля упругости состояло из 11 серий эксперимента, каждая серия включала несколько групп как показано в таблице №1. Для проведения исследования были изготовлены образцы размером 25×2×2 мм (рис.1).

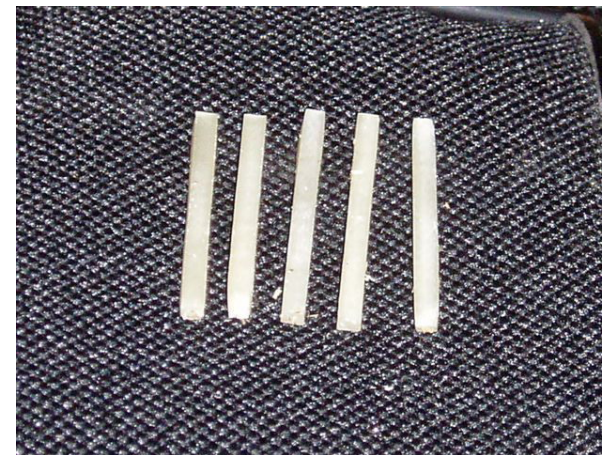


Рис. 1. Образцы для определения прочности на изгиб и модуля упругости

Образцы различных серий и групп в исследовании различались месторасположением волоконного материала, количеством и видом волоконного материала, температурой, давлением и мощностью света используемым при полимеризации, видом материала для изготовления образцов, адгезива и способа его нанесения на волоконный материал (таб. 1).

Таблица 1

| № СЕРИИ | 1 | | | | | 2 | | | | | 3 | | | | | 4 | | 5 | | 6 | | 7 | | 8 | | 9 | | | 10 | | | | 11 | | | | |
|-----------------------|-------------------------|-----------|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|----|---|---|---|----|---|---|---|---|
| № ГРУППЫ | 1 | 2 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 | 3 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 | | | | |
| УСЛОВИЯ ПОЛИМЕРИЗАЦИИ | ТЕМПЕРАТУРА °C | 25 | + | + | + | | | | | | | | | + | + | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | 100 | | | | + | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | 150 | | | | | + | | | | + | + | + | + | | | | | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | | | | | + | + | + | + | |
| | | 200 | | | | | | + | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | 250 | | | | | | | + | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | МОЩНОСТЬ СВЕТА, мВт/см² | 300 | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | |
| | | 600 | | | | | | | | | | | | | | | | | | + | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 5 ATM | 40 СЕК | + | + | + | | | | | | | | | | + | + | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | 5 МИН | | | | + | + | + | + | + | + | + | + | + | | | | | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | |
| | | ПОДЕРЖАНО | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + |
| ПОСРЕДСТВО СВЯЗКИ | БЕРИЛ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | ЦИРКОНИЙ | | | | | | | | | | | | + | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | НИОБИЙ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | ЦИРКОНИЙ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | ЦИРКОНИЙ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| ВАКУУМ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| КОЛИЧЕСТВО ВОЛОКНА | 0 | + | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1 | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | | |
| | 2 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| ВИД | ВОЛОКНА | GlasSpan | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | |
| | | Glassarm | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | Armos | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | ОРМОКЕРА | ADMIRA | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + |
| | | DEFINITE | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | КОМПОЗИТ | HERCULITE | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| АДГЕЗИВА | ADMIR | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | |
| | A BOND | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | CERAMI | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | C BOND | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| EXCITE | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

После завершения изготовления, образцы опускали в сосуд с дистиллированной водой и помещали в термостат температурой 37°C на 24 часа. Испытание проводили методом трёхточечного изгиба. Для этого образцы извлекали из сосуда с дистиллированной водой, удаляли влагу. Переносили на испытательную машину FPZ 10/1 «Fritz Heckert», обеспечивающую скорость перемещения траверсы 0,75±0,25 мм/мин и максимальную нагрузку 5000Н (рис. 2).

Образцы нагружали методом трёхточечного изгиба до разрушения и записывали значения разрушающей нагрузки.



Рис. 2. Испытательная машина FPZ 10/1.

Для исследования прочности АМП из ормокеров и волоконных материалов in vitro были изготовлены по 7 АМП для каждой из 3 групп. Для этого фиксировали премоляры и моляры в пластмассовом блоке, имитируя малый включённый дефект. Проводили препарирование зубов под АМП. После изготовления и фиксации АМП, блок с зубами опускали в дистиллированную воду и помещали в термостат температурой 37°C на 24

часа. Затем извлекали блок из воды, устанавливали на испытательную машину FPZ 10/1 и нагружали АМП до появления видимых разрушений.

Определение полируемости ормокеров (ISO 10477-92) проводили визуально после полирования не более 1 мин испытуемого образца, изготовленного в соответствии с инструкцией по применению материала. После полировки оценивали качество полировки по следующим критериям: 1) наличие зеркального блеска 2) гладкость на ощупь 3) чистота поверхности.

Определение флюоресцирующего эффекта (ГОСТ Р 51202-98; пункт 6.2.7) проводили в затемненном помещении. Образец помещали на расстоянии 8–10 см от источника ультрафиолетового излучения. Флюоресцирующий эффект устанавливали визуально по характерному свечению отверждённых образцов испытуемого материала при облучении их ультрафиолетовым светом. Также проводили сравнение степени флюоресцирующего эффекта стоматологического материала с зубами человека. Испытывали по три образца каждого материала.

Материалом клинического исследования были 45 АМП, изготовленных 39 пациентам. 3 АМП были изготовлены во фронтальном отделе зубного ряда, а 42 - в боковом отделе. Количество АМП, изготовленных на верхней челюсти, составило 24, а на нижней - 21. Из 45 АМП 41 имели, в качестве опоры, клинически устойчивые зубы. А изготовление 4 протезов сочеталось с шинированием опорных зубов, имевших патологическую подвижность, с соседними зубами. 3 АМП в составе промежуточной части имели два искусственных зуба, а 42 АМП восполняли единично утраченный зуб. 37 АМП изготавливались непрямым способом (в лаборатории), а 8 прямым (в клинике). 9 опорных зубов имели наклон в медиальном направлении до 45°. В 11 случаях опорные зубы имели низкую клиническую коронку.

Пациентов, которым были изготовлены АМП, вызывали на контрольные осмотры с периодичностью 1 раз в 6 месяцев. Целью осмотра было

выявление тех или иных возможных осложнений: отсоединение АМП от опорных зубов, нарушение целостности каркаса, откол облицовки, нарушение краевого прилегания, стираемость окклюзионной поверхности, изменение цвета облицовки, наличие всевозможных осложнений со стороны опорных зубов и пародонта (гиперчувствительность, кариес и его осложнения и т.д.).

Для выявления начального кариеса и краевой микропроницаемости в области фиксации АМП, во время контрольных осмотров производили нанесение «Колор-тест №2» (жидкость для выявления начального кариеса) на опорные зубы. Спустя 3 минуты смывали «Колор-тест №2» с опорных зубов. Если оставались прокрашившиеся участки, это расценивалось нами как начальный кариес, а если прокрашивалась зона прилегания АМП к зубу в виде узкой полосы, то расценивалось нами как нарушение краевого прилегания.

С целью определения степени стирания АМП во время контрольных осмотров снимали окклюдодиаграмму, при наличии непродавившихся участков, толщину измеряли микрометром. Таким образом, определяли (высчитывали) стирание в год.

Неудовлетворительным считалось ортопедическое лечение АМП из ормокеров и волоконных материалов при:

1. Расцементировке на одной либо двух опорах
2. Сколе облицовки
3. Разрушении конструкции с повреждением волокон
4. Поражении кариесом опорных зубов
5. Нарушении краевого прилегания

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Данные, полученные в ходе настоящего исследования, позволяют высказаться по следующим вопросам:

- 1) по оценке прочностных характеристик ормокеров, армированных волокном, при различных условиях обработки.
- 2) по оценке прочности АМП различных методик изготовления из ормокеров и волоконных материалов.
- 3) о путях повышения прочности АМП из ормокеров и волоконных материалов.
- 4) о эстетических характеристиках АМП из различных ормокеров на основе оценки флюоресцирующего эффекта и полируемости поверхности.
- 5) об отдельных показаниях к применению АМП из ормокеров и волоконных материалов.

1) Оценка прочности ормокеров и композитов, проведена с применением механических лабораторных испытаний путем определения прочности и модуля упругости методом трёхточечного изгиба. Образцы данного метода исследования были разделены на одиннадцать серий опытов.

В I серии эксперимента установлено, что происходит увеличение прочности ормокера при армировании стекловолокном ($p < 0,001$). Этого и следовало ожидать, так как ранее проведённые исследования некоторых авторов указывают на увеличение прочности композитов при армировании [Петрикас И.В., 2001; Rappelli G., Putignano A., 2002; Rahamneh A., et al., 2003]. Так же с армированием происходит увеличение модуля упругости ормокера ($p < 0,01$).

Во II серии эксперимента установлено, что с повышением температуры, начиная с комнатной и до 200°C, происходит увеличение прочности ормокера армированного стекловолокном (рис. 3). Это обусловлено увеличением степени полимеризации ормокера. При повышении температуры до 250°C прочность немного уменьшалась, но различия были статистически недостоверными ($p > 0,05$). Также происходило изменение цвета образца, он становился желтоватым. Можно предположить, что

причиной этому было окисление органической матрицы ормокера. Повышение температуры полимеризации до 300°C приводило к растрескиванию образца и приобретению им коричневатой окраски. Прочностные характеристики не изучали ввиду видимых повреждений образца. Таким образом, необходимо производить полимеризацию ормокером при температуре 200°C.

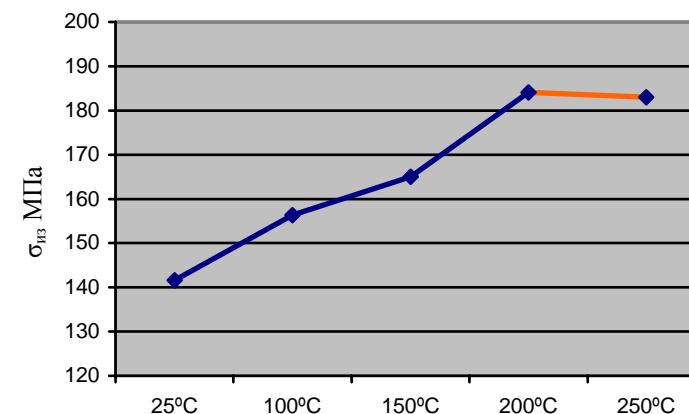


Рис. 3. Влияние температуры полимеризации на прочность образца при изгибе

Повышение температуры до 200°C не приводило к увеличению модуля упругости, так как различия между подгруппами были статистически недостоверными. Повышение температуры до 250°C приводит к увеличению модуля упругости ормокера армированного стекловолокном ($p < 0,005$).

В III серии эксперимента установлено, что прочность и упругость ормокера находится в прямой зависимости от места расположения волоконного материала в образце. Расположение волоконного материала в нижней части образца увеличивает его прочность в 3,2 раза по сравнению с образцами из ормокера с расположением волоконного материала в верхней части образца ($p < 0,001$) и 3 раза – средней части ($p < 0,001$). Это обусловлено

тем, что волокна полностью находятся в «зоне растяжения» образца и соответственно нагрузку воспринимают целиком (рис. 4).

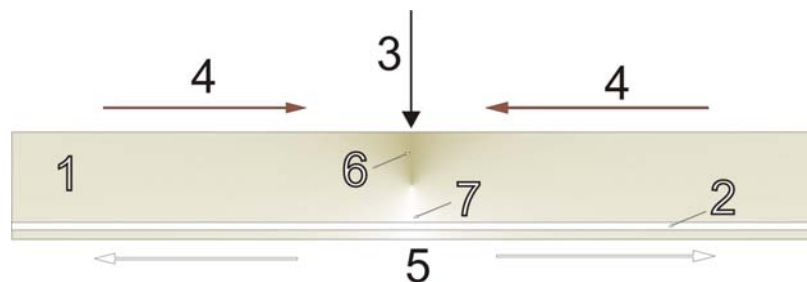


Рис. 4. Образец в виде балки под действием трёхточечного изгиба:

- 1 - образец в виде балки
- 2 - волоконный материал
- 3 - действующая сила
- 4 - направление сжатия
- 5 - направление растяжения
- 6 - зона сжатия
- 7 - зона растяжения.

Эту теорию подтверждает то, что при разрушении образца происходил разрыв всех волокон. Ещё одним подтверждением данной теории является и то, что вторым по прочности является образец с поперечным и циркулярным положением волоконного материала ($p < 0,001$), так как половина микроволокон находится в зоне растяжения, а другая в зоне сжатия. Эти образцы разрушались с разрывом микроволокон находящихся в зоне растяжения. Образцы с верхнепродольным и среднепродольным положением волоконного материала имеют наименьшую прочность, обусловленную положением волокон в зоне сжатия образца, т.е. отсутствием эффекта армирования. При разрушении этих образцов микроволокна не рвались.

Также расположение волоконного материала в нижней части образца из ормокера увеличивает его модуль упругости в 1,2 раза по сравнению с образцами из ормокера с расположением волоконного материала в верхней ($p < 0,02$) и средней части ($p < 0,02$).

В IV серии эксперимента установлено, что с повышением мощности света, применяемого для полимеризации, на 49,4% увеличивается прочность

образцов из ормокера, армированных стекловолокном ($p < 0,001$). Причиной повышения прочности может быть увеличение степени полимеризации ормокера. Но мощность света не влияет на модуль упругости ($p > 0,05$).

В V серии эксперимента установлено, что с повышением давления во время полимеризации на 23,2% увеличивается прочность образцов из ормокера армированных стекловолокном ($p < 0,001$). Также происходит увеличение модуля упругости ($p < 0,001$).

В VI серии эксперимента установлено, что вид ормокера не влияет на прочность образца ($p > 0,05$). Аммированные ормокеры «Admira» и «Definite» имеют одинаковую прочность. Но модуль упругости у «Definite» выше ($p < 0,02$).

В VII серии эксперимента установлено, что максимальной прочностью обладает стекловолокно ($p < 0,001$). Стекловолокно в отличие от арамидной нити не приводит к изменению цвета ормокера. Этот фактор особенно актуален при изготовлении АМП во фронтальном отделе зубного ряда. Но при разрушении образцов из ормокера армированного стекловолокном происходил разрыв всех элементарных нитей, а при разрушении образцов из ормокера армированного арамидной нитью происходило разрушение и отсоединение ормокера от нити без повреждения последней. Это говорит о том, что если АМП армирован стекловолокном, то в случае разрушения необходимо заново изготовить его. У АМП, армированных арамидной нитью, элементарные нити не повреждаются и возможно восстановление протеза клинически без изготовления нового. Модуль упругости у ормокера, армированного стекловолокном, примерно в два раза выше модуля упругости ормокера, армированного арамидной нитью ($p < 0,001$). Можно предположить, что из-за маленького модуля упругости целесообразнее применять АМП армированные арамидной нитью при изготовлении протезов на зубы имеющую подвижность 1-2 степени, так как низкий модуль упругости будет компенсировать подвижность зубов.

В VIII серии эксперимента установлено, что увеличение количества волоконного материала не приводит к увеличению прочности. Учитывая данные Петрикас И.В. [2001] и проведённые нами исследования влияния положения волоконного материала в образце на прочность и модуль упругости, можно предположить, что решающую роль играет положение волоконного материала, а не его количество. Так как единственным отличием между образцами является наличие второго волокна в зоне сжатия. Располагаясь там, волокно вызывает возникновение разнородной структуры и тем самым уменьшения прочности ормокера на сжатие. Следовательно, при изготовлении АМП волоконный материал нужно располагать в зоне растяжения, избегая зону сжатия.

В IX серии эксперимента установлено, что при нанесении адгезива в условиях вакуума происходит увеличение прочности ($p < 0,001$). При этом не имеет значения, какой адгезив применяется. Но при использовании адгезива «Bifix Ceramic Bond» модуль упругости увеличивается в 1,7 раза ($p < 0,001$), вместо 1,2 при использовании адгезива «Admira Bond» ($p < 0,005$). Можно предварительно наносить адгезив на стекловолокно в условиях вакуума без последующей полимеризации, и затем это стекловолокно использовать в клинике для изготовления АМП.

В X серии эксперимента, проведя сравнительный анализ, между ормокерами и композитами, установили, что при полимеризации ормокером и композитом согласно инструкции производителя, прочность на изгиб композита примерно в 1,7 раза больше, чем ормокера ($p < 0,001$). После армирования стекловолокном и полимеризации ормокером и композитом, при температуре 150°C , мощности света 300 мВт/см^2 в течение 5 минут, прочность на изгиб ормокером возрастает в 2,3 раза, а композитов всего лишь 1,2 раза. Таким образом, прочность ормокера становится больше прочности композита на 12,8% ($p < 0,001$). Это может быть обусловлено химической структурой

ормокера, благодаря которой он вступает в химическую связь со стекловолокном и образуется, таким образом, монолит.

Ормокеры до армирования имеют модуль упругости больший, чем композиты. Данный факт можно объяснить высокой жёсткостью ормокером по сравнению с композитами при полимеризации согласно инструкции производителя. Но после полимеризации композита, при высоких температурах и армирования стекловолокном, благодаря повышению степени полимеризации, происходит усиление жёсткости ($p < 0,01$), проявляющееся в уменьшении гибкости и увеличении модуля упругости композита. При этом модуль упругости композитом и ормокером становится примерно одинаковым ($p > 0,05$).

В XI серии эксперимента, сравнивая прочность образцов армированных стекловолокнами «GlasSpan» и «Глассарм» установили, что они имеют одинаковую прочность и модуль упругости. Таким образом, стекловолокно «Глассарм» может использоваться как альтернатива «GlasSpan».

2) Оценивая *in vitro* прочность АМП из ормокером и волоконных материалов, изготовленных клинически, выясняется, что большую прочность имеют АМП, изготовленные по предложенной нами методике (в 1,7 раза) ($p < 0,001$) по сравнению с традиционной методикой, предложенной фирмой «Ribbond». Преимущество протезом, изготовленных по нашей методике, заключается в удвоенном содержании стекловолокна в конструкции и расположении волоконного материала исключительно в зоне «растяжения» протеза. При лабораторных испытаниях АМП, изготовленных по методике «Ribbond», во всех случаях происходило разрушение участка соединения «протез – зуб» при средней нагрузке $900 \pm 58 \text{ Н}$, проявляющееся в отклеивании АМП и разрушения накладок (рис. 5). Это свидетельствует о том, что такие протезы будут иметь частые расцементировки и поломки, не подлежащие восстановлению.

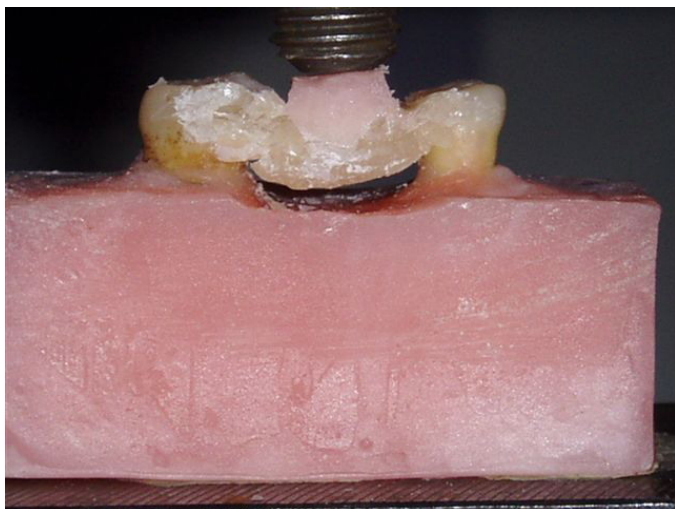


Рис. 5. Разрушение АМП изготовленного по методике Ribbonд

У АМП, изготовленных по нашей методике клинически, происходило разрушение участка соединения «протез – зуб» при средней нагрузке 1500 ± 47 Н в 42,8% случаев. В остальных случаях происходило разрушение протезов на границе тело протеза – опорный элемент (коннектор). Устранить недостаточную прочность участка соединения «протез – зуб» удалось благодаря лабораторному методу изготовления протеза. У АМП, изготовленных по нашей методике лабораторно, происходило разрушение уже при более высоких нагрузках (2560 ± 52 Н) и по несколько другой схеме: на границе «тело протеза – опорный элемент» в 71,4% и по телу протеза - в 28,6%. Это обусловлено недостаточной прочностью АМП в данных участках.

3) Увеличение прочности протеза на границе «тело протеза – опорный элемент» возможно благодаря утолщению протеза в данном участке. Это можно осуществить путём максимального препарирования контактной поверхности опорных зубов, так как при изготовлении протезов мы проводили препарирование контактной поверхности, не доходя 2 мм до края

десны. Однако следует учитывать, что возможность увеличения толщины, а точнее, площади поперечного сечения коннектора, во многом зависит от высоты клинической коронки опорного зуба АМП. Прочность в области тела протеза можно повысить увеличением количества армирующего волоконного материала и уменьшением промывочного пространства.

АМП из ормокеров и стекловолокна, изготовленные лабораторно по нашей методике, разрушаются при усилиях, превышающих нагрузку, которую в сумме способен выдержать здоровый пародонт опорных зубов в 3,2 раза по данным Чеджемова И.Б. (1977).

4) При изучении полируемости ормокеров установлено, что добиться хорошей полировки (чистой и гладкой поверхности с зеркальным блеском) «Admira» в клинике можно полировочными силиконовыми головками. При полировке «Definite», полировочными силиконовыми головками, добивались чистой гладкой поверхности, но без блеска.

Полировка ормокеров «Admira» и «Definite», полировочными дисками и щётками в клинике, не позволяет добиться хорошей полировки.

При полировке «Admira» полирующей щёткой с пастой в лаборатории, обеспечивает также хорошую полировку. А полировка «Definite» обеспечивает чистую и гладкую поверхность, но без зеркального блеска.

В результате наших клинических наблюдений сроком до 4 лет мы не наблюдали изменения окрашивания поверхности ормокеров со временем.

В результате изучения флюоресцирующего эффекта выяснили, что у «Admira» он отсутствует. По этой причине возникает различие цвета при искусственном и естественном освещении. Ормокер «Definite» обладает флюоресцирующим эффектом, схожим с таковым естественных зубов человека.

5) случаев расцементирования одной или двух опор или разрушения конструкции АМП во все сроки наблюдения нами не обнаружены.

Изучая степень стирания АМП, установили, что за всё время нашего наблюдения оно равнялось естественному стиранию зубов. Наличие металлокерамических конструкций не приводило к повышенному стиранию АМП из ормокеров и волоконных материалов.

В 4 случаях наблюдали появление гиперэстезии в одном из опорных зубов. Гиперэстезию устраняли фторированием. Процедуру повторяли до трёх раз. Во всех случаях гиперэстезия устранялась в течение 1 месяца.

Мы наблюдали 5 случаев возникновения кариозного процесса в одном из опорных зубов. Но возникновение кариозного поражения опорных зубов на прямую не связано с наличием АМП, так как не поражалась кариесом зона коннектора. В 1 случае мы наблюдали наличие краевой щели на месте прилегания опорного элемента АМП к зубу. Данные дефекты устраняли пломбированием ормокером.

В результате произведённых исследований и наблюдений можно сформулировать следующее показание к ортопедическому лечению АМП: показанием к применению АМП из ормокеров армированных волоконными материалами являются малые включённые дефекты зубных рядов при отсутствии 1-2 зубов, при наличии физиологической подвижности опорных зубов с низкими, средними или высокими клиническими коронками, возможно поражённых кариесом либо запломбированных.

Таким образом, наши лабораторные и клинические исследования позволяют утверждать, что применение АМП из ормокеров и волоконных материалов с использованием разработанной и научно-обоснованной методики изготовления, является средством выбора, соответствующим современным требованиям к подобному виду стоматологической ортопедической реабилитации больных с частичными дефектами зубных рядов и твердых тканей зубов.

ВЫВОДЫ

1. В результате проведённых исследований установлено, что при армировании ормокера стекловолокном происходит увеличение его прочности в два раза. При этом оптимальным режимом полимеризации ормокером является: температура - 200°C; давление – 5 атм; мощность света 600 мВт/см², вне зависимости от вида ормокера.
2. Разработанная методика изготовления адгезионных мостовидных протезов, с нижнепродольным положением волоконного материала, позволяет достичь оптимальных прочностных характеристик, а изготовление адгезионных мостовидных протезов лабораторным способом позволяет улучшить их качество, увеличив прочность конструкции в 1.7 раза.
3. Ормокеры «Admira» (VOCO, Germany) и «Definite» (Degussa Dental, Germany) обладают хорошей полируемостью и благодаря чему достигаются высокие эстетические и функциональные показатели при ортопедическом лечении адгезионными мостовидными протезами. Ормокер «Admira» не обладает достаточным флюоресцирующим эффектом и поэтому нежелательно его применение при изготовлении конструкций во фронтальном отделе зубных рядов. Ормокер «Definite» обладает флюоресцирующим эффектом схожим с естественными зубами и позволяет изготавливать высокоэстетичные протезы, как во фронтальном, так и в боковом отделах зубных рядов.
4. Показанием к применению адгезионных мостовидных протезов из ормокером, армированных волоконными материалами, являются малые включённые дефекты зубных рядов при отсутствии 1-2 зубов, при наличии физиологической подвижности опорных зубов с низкими, средними или высокими клиническими коронками, возможно поражённых кариесом, либо запломбированных

5. Анализ ближайших и отдаленных результатов (до 4 лет) 39 больных с 45 адгезионными мостовидными протезами из ормокеров и волоконных материалов по параметрам: отсутствие случаев расцементировки или поломки при наблюдении от 3 месяцев до 4 лет, реакции со стороны опорных зубов (возникающая гиперэстезия в 8,9% случаев проходила через 1 месяц) и субъективному ощущению пациентов, убедительно показывает функциональную пригодность адгезионных мостовидных протезов и позволяет рекомендовать его для широкого внедрения в стоматологическую практику.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для замещения включённых дефектов зубных при отсутствии 1-2 зубов рекомендуем использовать адгезионные мостовидные протезы из ормокеров и волоконных материалов, особенно если опорные зубы имеют низкие клинические коронки.
2. При ортопедическом лечении адгезионными мостовидными протезами из ормокеров и волоконных материалов необходимо изготавливать их по нашей методике лабораторно, т.е. наносить «Bifix Ceramic Bond» (VOCO, Germany) и «Admira Bond» (VOCO, Germany) на стекловолокно в условиях вакуума, моделировать протезы на гипсовых моделях, производить окончательную полимеризацию протеза в специальном аппарате поддерживающем: температуру 200°C, давление 5 атм, мощность света 600 мВт/см².
3. При невозможности лабораторного изготовления протезов, необходимо, для армирования конструкции, использовать стекловолокно с заранее нанесённым на него керамическим адгезивом «Bifix Ceramic Bond» в условиях вакуума, а полимеризацию ормокера производить лампой с мощностью света 600 мВт/см².

4. Волокно в конструкции адгезионного мостовидного протеза необходимо располагать в зонах растяжения (в придесневой области), так как расположение в зоне сжатия не даёт армирующего эффекта и соответственно не приводит к увеличению прочности конструкции.
5. С целью повышения прочности соединения протеза с опорными зубами необходимо протез изготавливать лабораторно. Для повышения прочности адгезионного мостовидного протеза на границе «тело протеза – опорный элемент» необходимо утолщать конструкцию в данном участке за счёт максимального препарирования контактной поверхности опорных зубов. Прочность тела протеза следует увеличивать повышением количества армирующих волокон и уменьшением промывочного пространства.
6. Полировку ормокером необходимо проводить в клинике полировочными силиконовыми головками, а в лаборатории щетками с полировочной пастой.
7. Для изготовления адгезионных мостовидных протезов во фронтальном отделе зубных рядов рекомендуем использовать ормокер «Definite» (Degussa Dental, Germany), в боковом отделе зубных рядов допустимо использовать как «Definite» (Degussa Dental, Germany) так и «Admira» (VOCO, Germany).

СПИСОК ОПУБЛИКОВАННЫХ РАБОТ

ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Ервандян А.Г., Аветисян Р.А. Применение нового поколения стоматологических материалов для совершенствования адгезионных мостовидных протезов // Сборник трудов Всероссийской научно-практической конференции «Образование, наука и практика в стоматологии».- М., 2004.- С.122-124.

2. Ервандян А.Г., Аветисян Р.А. Применение ормокеров и волоконных материалов для замещения малых включённых дефектов // Сборник трудов XXVI итоговой научной конференции молодых учёных МГМСУ.- М., 2004.- С.144.
3. Ервандян А.Г. Исследование прочности адгезионных мостовидных протезов из ормокеров // Рос. стоматол. журн.- М., 2004.- №6.- С.32-33.
4. Ервандян А.Г., Аветисян Р.А. Изучение влияния условий полимеризации ормокера на его прочность // Стоматология для всех.- М., 2004.- №4.- С.22-23.