

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
Высшего образования Первый Московский государственный медицинский
университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения
Российской Федерации (Сеченовский Университет)

На правах рукописи

Волчкова Илона Романовна

**Клинико–лабораторное обоснование применения полиэфирэфиркетона
в съёмном протезировании**

14.01.14 Стоматология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
Д.М.Н., доцент
Юмашев Алексей Валерьевич

Москва – 2019

Оглавление

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	12
1.1. Полимерные материалы, используемые в ортопедической стоматологии...	12
1.1.1. Пути совершенствования материалов для изготовления базисов съемных протезов.....	12
1.1.2. Термопластические полимеры для изготовления зубных протезов.....	19
1.2. Полиэфирэфиркетоны, их свойства и сфера применения	23
1.2.1. Свойства полиэфирэфиркетонов, обуславливающие их применение в медицине	24
1.2.2. Применение полиэфирэфиркетонов в ортопедической стоматологии ...	30
1.3. Конструкционные и клинические аспекты формирования микробной биопленки на протезах из термопластических полимеров.....	36
1.3.1. Влияние способов обработки поверхности термопластических полимеров на качество протезов	36
1.3.2. Адгезия микроорганизмов к поверхности термопластических полимеров и способы удаления биопленки	40
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	46
2.1. Лабораторное исследование	46
2.1.1. Характеристика полимерных материалов, используемых в работе	46
2.1.2. Методы лабораторных исследований.....	50
2.2. Клиническое исследование.....	61
2.2.1. Характеристика клинического материала	61
2.2.2. Основные клинические методы обследования пациентов	62
2.2.3. Клинико-лабораторные этапы изготовления съемных протезов	66
2.3. Статистическая обработка результатов исследования	73

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	75
3.1. Результаты лабораторных исследований	75
3.1.1. Результаты исследования прочности соединения образцов из полиэфирэфиркетона и полиоксиметилена с композитом и акриловой пластмассой	75
3.1.2. Микроструктурный анализ поверхности образцов базисных стоматологических пластмасс в зависимости от способа обработки.....	78
3.1.3. Результаты исследования адгезии микроорганизмов к поверхности полимерных материалов.....	85
3.2. Результаты клинических исследований.....	92
3.2.1. Общая характеристика пациентов.....	92
3.2.2. Результаты анкетирования пациентов	96
3.2.3. Результаты оценки уровня гигиены	103
3.2.4. Результаты оценки состояния тканей пародонта	106
3.2.5. Сравнительный анализ положительных и отрицательных качеств съемных протезов из полиэфирэфиркетона и акрила	109
ГЛАВА 4. ТАКТИКА ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ С ЧАСТИЧНОЙ АДЕНТИЕЙ С ПРИМЕНЕНИЕМ СЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ ИЗ ПОЛИЭФИРЭФИРКЕТОНА	116
ГЛАВА 5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	123
ВЫВОДЫ	138
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	140
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	141
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	142
ПРИЛОЖЕНИЕ	178

ВВЕДЕНИЕ

АКТУАЛЬНОСТЬ ТЕМЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Одной из актуальных проблем ортопедической стоматологии является восстановление утраченных функций зубочелюстной системы, в том числе съемными ортопедическими конструкциями [Иорданишвили А.К. с соавт., 2013; Лебеденко И.Ю. с соавт., 2015; Абакаров С.И., 2016; Коннов В.В., Арутюнян М.Р., 2016; Севбитов А.В. с соавт., 2016; Каялов Р.М. с соавт., 2017; Kistler F. et al., 2013; Campbell S.D. et al. 2017; Adler S. et al., 2018]. Это обусловлено преобладанием доли старших возрастных групп в общем составе населения, увеличением количества пациентов с заболеваниями пародонта, а также наличием ограничений к изготовлению конструкций с опорой на имплантаты [Архипов И.В. с соавт., 2014; Гринин В.М., Шестемирова Э.И., 2015; Утюж А.С., 2016; Loktionova M.V. et al., 2016; Müller F. et al., 2017].

Основными материалами для изготовления базисов съемных протезов в настоящее время являются акриловые пластмассы. Низкая себестоимость, отработанная технология изготовления делают их доступными для населения [Трегубов И.Д., 2007; Сирота М.А., 2010; Рыжова И.П. с соавт., 2013; Винокур А.В. с соавт., 2014; Ермолаева П.А., 2017].

Вместе с тем, акриловые базисы съемных протезов имеют ряд существенных недостатков. Довольно большая усадка акриловых пластмасс (6-8%) приводит к несоответствию рельефа внутренней поверхности протеза и протезного ложа. Акриловые базисы имеют низкую прочность, поэтому срок службы данных протезов не превышает 3 лет [Огородников М.Ю. с соавт., 2007; Сулемова Р.Х., 2008]. Отрицательным свойством полиметилметакрилата является выделение остаточного мономера, который обладает цитотоксичностью и приводит к развитию индивидуальной непереносимости [Лебедев К.А., 2010; Жижикин О.И. с соавт., 2010; Первов Ю.Ю., 2012; Калинин А.Л. с соавт., 2015; Ковалёва А.С., Пняк И.С., 2015; Ayaz E.A. et al., 2014].

В качестве альтернативы акриловым пластмассам разработаны технологии изготовления съемных и несъемных конструкций из термопластических

материалов, которые приобретают необходимую форму в разогретом состоянии. Одним из высокотехнологичных термопластов является полиэфирэфиркетон, который хорошо себя зарекомендовал в эндопротезировании [Шереметьев С.В. с соавт., 2012; Саламов А.Х. с соавт., 2015; Hee H.T. et al., 2010; Lethaus B. et al., 2012; Chen Yu et al., 2013; Rodriguez E. et al., 2015; Li C.S. et al., 2015; De Ruiter L. et al. 2017]. Достаточно высокая прочность, биосовместимость, легкость, устойчивость к химической и термической обработке открывают перспективы для использования данного материала в различных областях стоматологии [Najeeb S. et al., 2016; Zoidis P. et.al., 2016; Stawarczyk B. et al., 2016; Savic D., 2018].

Недостатком полиэфирэфиркетона является сероватый цвет и непрозрачность, что снижает его эстетические свойства и требует дополнительной облицовки другими полимерными материалами [Stawarczyk B. et al., 2013]. Однако инертная и гидрофобная поверхность полиэфирэфиркетона ухудшает его соединение с другими стоматологическими материалами [Schmidlin P.R. et al., 2010]. Не решенной проблемой является достижение абсолютно гладкой поверхности полиэфирэфиркетона в ходе окончательной обработки элементов конструкции, что оказывает существенное влияние на механическую прочность, эстетические свойства, адгезию микроорганизмов и скорость образования биопленки [Hahnel et al., 2015; Heimer S. et al., 2017].

Исходя из вышеперечисленного, крайне актуальными являются дальнейшие лабораторные исследования основных свойств полиэфирэфиркетона, совершенствование технологии изготовления и изучение клинической эффективности съемных протезов из этого материала.

ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Повышение эффективности ортопедического лечения пациентов с частичным отсутствием зубов при применении съемных протезов из полиэфирэфиркетона.

ЗАДАЧИ ИССЛЕДОВАНИЯ

1. Дать сравнительную оценку показателей адгезионной прочности соединения образцов из полиэфирэфиркетона и полиоксиметилена с композитом и акриловой пластмассой.
2. Оценить шероховатость поверхности образцов из полиэфирэфиркетона и других базисных материалов в сравнительном аспекте при различных способах окончательной обработки.
3. Оценить *in vitro* адгезию микроорганизмов к образцам из различных полимерных материалов (полиэфирэфиркетона, полиоксиметилена и акриловой пластмассы) и эффективность применения гигиенических средств по уходу за съемными протезами.
4. Изучить гигиеническое состояние полости рта и съемных протезов, тканей пародонта и слизистой оболочки рта у пациентов со съемными конструкциями, изготовленными из полиэфирэфиркетона «Dentokeep РЕЕК» и акриловой пластмассы «Vertex rapid simplified».
5. Дать оценку удовлетворенности пациентов результатами ортопедического лечения с применением съемных протезов из полиэфирэфиркетона и акриловой пластмассы по результатам анкетирования.

НАУЧНАЯ НОВИЗНА

Впервые изучена прочность на сдвиг адгезионного соединения образцов из полиоксиметилена и полиэфирэфиркетона с композитными и акриловыми материалами в сравнительном аспекте.

Впервые изучены микроструктурные характеристики поверхности образцов из полиоксиметилена и полиэфирэфиркетона после различных способов абразивной обработки.

Впервые изучена адгезия микроорганизмов к образцам из полиэфирэфиркетона в сравнении с другими базисными материалами и проведена оценка различных способов антимикробной обработки.

Впервые проведено исследование клинической эффективности протезирования пациентов с частичной адентией с помощью съемных конструкций протезов из полиэфирэфиркетона.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЗНАЧИМОСТЬ РАБОТЫ

На основании данных экспериментальных исследований изучены свойства трех различных термопластических материалов в сравнении с акриловой пластмассой горячей полимеризации и разработаны показания к их применению для изготовления съемных протезов.

Методом сдвига установлена высокая прочность адгезионного соединения между полиэфирэфиркетонам и композитом после проведения пескоструйной обработки и применения праймера с метилметакрилатом, что доказывает возможность применения композитной облицовки каркасов съемных протезов из полиэфирэфиркетона в клинических условиях.

Для соединения термопластических полимеров на основе полиоксиметилена и полиэфирэфиркетона с акриловой пластмассой ввиду низких сил адгезии предложен способ механической ретенции.

Разработаны рекомендации по окончательной обработке поверхности протезов из термопластических материалов в процессе изготовления, по обеспечению и поддержанию оптимального гигиенического ухода в процессе их эксплуатации.

На основании данных клинических наблюдений и анкетирования пациентов доказана клиническая эффективность ортопедического лечения пациентов с использованием съемных протезов из полиэфирэфиркетона.

Предложена тактика ортопедического лечения пациентов с частичной адентией с помощью съемных конструкций протезов из полиэфирэфиркетона.

ПОЛОЖЕНИЯ, ВЫНОСИМЫЕ НА ЗАЩИТУ

1. На основании данных экспериментального исследования выявлена высокая прочность адгезионного соединения между полиэфирэфиркетонам и

композитом, что позволяет использовать композитную облицовку протезов из полиэфирэфиркетона. Для более прочного соединения термопластов на основе полиоксиметилена и полиэфирэфиркетона с акриловой пластмассой необходимо применять способы механической ретенции.

2. Предложенный алгоритм заключительной обработки поверхности термопластических полимеров позволяет существенно снизить шероховатость поверхности, что подтверждается данными микроструктурного анализа, умеренной степенью адгезии бактерий и грибов рода *Candida*, высокой эффективностью антимикробной и гигиенической обработки.

3. Клиническое применение съемных протезов из полиэфирэфиркетона является эффективным способом реабилитации пациентов с частичными дефектами зубных рядов, о чем свидетельствует быстрая их адаптация к съемной конструкции, отсутствие осложнений, хорошие эстетические и функциональные свойства протеза.

МЕТОДОЛОГИЯ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Диссертация выполнена в соответствии с принципами и правилами доказательной медицины. На первом этапе исследования изучали свойства четырех видов материалов, используемых при изготовлении съемных протезов: «DENTAL D» («Quattro Ti», Италия) на основе полиоксиметилена, «Bio XS» («Bredent», Германия) и «Dentokeep PEEK» («Nt-trading» Германия) на основе полиэфирэфиркетона, «Vertex rapid simplified» («Vertex Dental», Нидерланды) на основе полиметилметакрилата. Для анализа применяли современные методы исследования: измерение прочности материалов при сдвиге, растровую (сканирующую) электронную микроскопию поверхности материалов после различных видов обработки, микробиологическое исследование для изучения адгезии микроорганизмов к образцам из выбранных материалов.

На втором этапе исследования на базе кафедры ортопедической стоматологии ФГАОУ ВО Первого МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет) проведено обследование и ортопедическое лечение

48 пациентов с частичным отсутствием зубов. Клиническое стоматологическое обследование пациентов проводили по общепринятой схеме, после которого пациентам основной группы были изготовлены зубные протезы из термопластичного полимера на основе полиэфирэфиркетона, а пациентам группы сравнения – из акрилового полимера «Vertex rapid simplified» по классической технологии. Для оценки эффективности лечения проводили обследование полости рта пациентов и визуальную оценку протезов, а также изучали степень удовлетворенности пациентов результатами лечения и данные субъективных ощущений с помощью анкетирования. Динамическое наблюдение проводили в течение 12 мес.

Для статистического анализа использовали точный критерий Фишера для небольших выборок, U критерий Манна–Уитни, t критерий Стьюдента, критерий Kruskal–Wallis.

СТЕПЕНЬ ДОСТОВЕРНОСТИ И АПРОБАЦИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ

Степень достоверности определяется достаточным количеством экспериментальных образцов (288) и пациентов в клиническом исследовании (48 человек), применением соответствующих материалу методов статистической обработки данных (критерии Стьюдента, Краскела-Уоллиса, Пирсона χ^2 с поправкой Йейтса на непрерывность).

Основные материалы работы доложены на международной научно-практической конференции «Основные проблемы в современной медицине», 11 октября 2017 года Волгоград, всероссийской конференции студентов и молодых ученых с международным участием «Естественнонаучные основы медико-биологических знаний» 9-10 ноября 2017 года Рязань.

Апробация диссертации состоялась на расширенном совместном заседании кафедры ортопедической стоматологии, кафедры терапевтической стоматологии, кафедры пропедевтики стоматологических заболеваний стоматологического факультета ФГАОУ ВО Первого МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). Протокол №12 от «26» апреля 2019 года.

Количество обследуемых в каждой группе статистически обосновано и достаточно для получения достоверных результатов.

Первичная документация проверена комиссией в соответствии с приказом ректора ФГАОУ ВО Первого МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет) от 22 марта 2019 года № 097/Р.

ВНЕДРЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

Результаты исследования использованы в практике отделения ортопедической стоматологии Стоматологического центра ФГАОУ ВО Первого МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), а также включены в лекционный курс и практические занятия студентов Института стоматологии ФГАОУ ВО Первого МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет).

ЛИЧНЫЙ ВКЛАД АВТОРА В ВЫПОЛНЕНИЕ РАБОТЫ

Все этапы подготовки (разработка первичной документации), обследование, анализ полученных результатов, статистический анализ и написание диссертации, проводились лично диссертантом, с полным соблюдением утвержденного протокола обследования. Самостоятельно проведен анализ 312 литературных источников: 119 отечественных и 193 зарубежных авторов. Для проведения лабораторных исследований автором лично изготовлены полимерные образцы и принято активное участие в подготовке и проведении этих исследований: анализе прочности исследуемых материалов при сдвиге; растровой сканирующей электронной микроскопии; микробиологических исследованиях. Автором лично проведена клиническая часть работы: отбор, обследование и ортопедическое лечение пациентов с частичными дефектами зубных рядов; их разделение по группам; оценка результатов лечения. Проведена статистическая и аналитическая обработка полученных результатов. Автором лично проведено оформление диссертации, неоднократно представлены результаты исследования на научно-

практических конференциях, лично и в соавторстве опубликованы научные работы по всем разделам диссертации.

СООТВЕТСТВИЕ ДИССЕРТАЦИИ ПАСПОРТУ НАУЧНОЙ СПЕЦИАЛЬНОСТИ

Диссертация соответствует шифру и формуле паспорта научной специальности 14.01.14 – стоматология; области исследований согласно пунктам 1, 2, 6; отрасли наук: медицинские науки.

ПУБЛИКАЦИИ

По теме диссертации опубликовано 7 научных работ, из них 3 – в рецензируемых журналах, входящих в перечень Высшей аттестационной комиссии Российской Федерации, 2 – входящих в международную базу цитирования Scopus, 2 – в сборниках по итогам научно-практических конференций.

ОБЪЕМ И СТРУКТУРА РАБОТЫ

Диссертация изложена на 180 страницах машинописного текста, и состоит из введения, обзора литературы, двух глав собственных исследований, обсуждения результатов исследования, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений, списка литературы, приложения. Работа иллюстрирована 49 рисунками и 14 таблицами. Список литературы содержит 312 литературных источников, включающих 119 отечественных и 193 зарубежных авторов.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Полимерные материалы, используемые в ортопедической стоматологии

1.1.1. Пути совершенствования материалов для изготовления базисов съемных протезов

В настоящее время из-за увеличения средней продолжительности жизни потребность в изготовлении зубных протезов постоянно возрастает. Повышенные требования к эстетике у пациентов, возрастающая аллергизация населения диктуют поиск новых материалов, обладающих оптимальными свойствами [1, 26, 42, 48, 49, 85, 87, 88, 95, 110, 144, 148, 199, 226].

В практике ортопедической стоматологии используются два вида съемных зубных протезов, в качестве фиксирующих элементов которых применяются кламмеры – бюгельные протезы с металлическим цельнолитым каркасом и полимерные протезы. Бюгельные протезы являются более функциональными благодаря металлическим окклюзионным накладкам. Они перераспределяют часть жевательного давления со слизистой оболочки протезного ложа на опорные зубы, поэтому их жевательная эффективность выше и составляет 50-70%. Однако они неэстетичны, что обусловлено расположением фиксирующих элементов – цельнолитых кламмеров – в зоне улыбки [67, 104, 242].

Более эстетичными конструкциями являются бюгельные протезы с замковой и телескопической системами фиксации, но при их фиксации необходимо препарировать, а иногда даже депульпировать опорные зубы [61, 68]. Возрастающая потребность в эстетике и негативное влияние металлов на органы и ткани полости рта [221, 258] обуславливают необходимость более широкого применения полностью безметалловых полимерных конструкций в качестве каркасов съемных протезов с кламмерами [194, 212, 237, 248, 252, 285, 287].

В отличие от металлов полимеры обладают следующими достоинствами: (1) физические характеристики полимеров могут быть легко изменены в зависимости от назначения этих материалов путем изменения их состава; (2) полимеры проще в использовании; (3) полимеры не генерируют электромагнитного поля и

гальванического тока; (4) они могут быть легко оценены микроскопически; (5) они более эстетичны. Недостатками полимерных материалов являются: (1) более низкие механические свойства по сравнению с металлами; (2) трудности обработки поверхности; (3) неблагоприятные иммунологические реакции со стороны организма человека [23, 44, 220, 222, 253].

Ассортимент пластмасс на стоматологическом рынке достаточно разнообразен, однако на сегодняшний день по-прежнему актуальным остаются вопросы *биосовместимости* этих материалов, что предусматривает отсутствие токсичного, иммуногенного, мутагенного и канцерогенного действия на организм человека в целом [72, 196, 208] и негативного влияния на ткани протезного ложа [129, 244, 295].

Поскольку искусственные зубы и базис протеза в процессе жевания испытывают силовые нагрузки и подвергаются трению, все материалы, используемые в ортопедической стоматологии для изготовления зубных протезов, должны обладать высокой *прочностью* – способностью противостоять действию механических сил, вызывающих деформацию или разрушение материала. Наиболее распространенными методами исследования прочности являются испытания на растяжение, сжатие, удар, изгиб, кручение [75, 96, 129].

Одной из важных характеристик является *твёрдость (модуль упругости)* – это способность материала оказывать сопротивление при внедрении в его поверхность более твёрдого тела под действием определенной силы. При этом модуль упругости материала характеризует его износоустойчивость, то есть способность противостоять стиранию [282]. Еще одним показателем прочности является *ударная вязкость* – это способность материала вытягиваться под действием растягивающей нагрузки. Более высокие показатели ударной вязкости предотвращает разрушение протезов в процессе их функционирования [5].

Пластичность – это способность материала изменять свою форму под действием нагрузки и не возвращаться в исходное состояние после ее прекращения. Пластичность и механическая прочность базисного материала в основном определяют функциональные качества и долговечность протеза.

Поскольку основание зубного протеза должно быть как можно более легким, базисный материал должен иметь *низкий удельный вес*.

Материал базиса зубного протеза должен быть *химически инертным* и нерастворимым в ротовой жидкости, так как от этого в значительной степени зависят механические свойства материала, стабильность размеров и формы протеза [223]. В связи с этим немаловажными свойствами полимерных материалов являются *водостойкость и водопоглощение* [54, 219], так как стоматологические конструкции находятся в полости рта во влажной среде длительное время. Водостойкость – это способность полимеров сохранять свои свойства под действием воды, которая может проникать через поверхность вглубь материала. Чаще всего водостойкость характеризуется водопоглощением – количеством воды, которое поглощает материал за 24 часа нахождения в воде при температуре 18–22 °С, выраженное в процентах от массы образца.

Такое свойство, как *теплопроводность* (способность материала проводить тепло) зависит от химической природы и структуры полимерной матрицы, состава и количества наполнителя (пластификатора). Поскольку теплопроводность ПММА очень низка, он является изолятором, что негативно сказывается на физиологии полости рта. При низкой теплопроводности базисной пластмассы у пациентов, пользующихся съемными протезами, могут возникнуть неприятные ощущения под базисом протеза, связанные с нарушением восприятия температуры тканями протезного ложа [244].

Наряду с теплопроводностью, базисный материал должен обладать *термостойкостью*, чтобы противостоять искажениям из-за термического размягчения. Несмотря на то, что температура в полости рта колеблется в пределах от 32° С до 37° С, полимер зубного протеза должен иметь гораздо более высокое значение температуры стеклования [223], поскольку он может подвергаться воздействию горячих напитков с температурой до 70° С.

В последние годы существенно возросли требования к *эстетическим свойствам* протеза. Самый важный параметр эстетики зубного протеза – его цвет. Материал базиса в полости рта контактирует с различными веществами с высокой

окрашивающей способностью. В зависимости от степени водопоглощения происходит адсорбция жидкостей, что приводит к изменению первоначального цвета, поэтому *цветостабильность* является одним из наиболее важных факторов при выборе базисных материалов для зубных протезов [128, 182, 206, 267].

Базисный материал должен быть *простым в применении*, чтобы можно было изготовить и починить протез без использования дорогостоящего технологического оборудования. Помимо вышеперечисленных показателей, выбор материала для стоматологического применения определяется такими факторами, как *экономичность* и *доступность* [253].

Для пациентов важными факторами являются быстрый срок адаптации, комфорт при пользовании протезом [38, 86, 50, 51].

До настоящего времени наиболее широко распространенными материалами для изготовления базисов съемных протезов являются акриловые пластмассы из-за низкой себестоимости и простой технологии применения, не требующей дорогостоящего оборудования. Несмотря на то, что полиметилметакрилат широко используется в качестве базисного материала на протяжении многих лет, не решены вопросы прочности этого материала, часто происходят поломки в ходе клинического использования [193]. Материал базиса зубного протеза из акриловой пластмассы обладает высокой способностью впитывать воду и различные загрязнения [14, 267].

Многолетняя практика применения протезов из акриловых полимеров показала, что они нередко приводят к возникновению явлений непереносимости базисных пластмасс, вызывая патологические изменения в тканях протезного ложа. Они оказывают цитотоксическое и сенсибилизирующее действие на слизистую оболочку рта, непосредственно контактирующую с базисом протеза [13, 58, 64]. Шероховатость, пористость внутренней поверхности базисов протезов служит главной причиной механической травмы слизистой оболочки протезного ложа, особенно при перебазировке базиса с помощью материала холодного отверждения [59, 96].

Одной из причин возникновения отрицательного воздействия акрилатов на слизистую оболочку рта является содержание в пластмассе остаточного мономера, которое при нарушении полимеризации может достигать 8% [28, 70]. Неблагоприятное воздействие акриловых протезов, по заключению ряда исследователей, усиливается еще и тем, что в порошковые рецептуры базисных полимеров входят и другие химически активные компоненты: пластификаторы, красители, катализаторы. Располагаясь между молекулами, они нарушают монолитность зубного протеза, ускоряют процессы биодеструкции базисного материала и попадают в полость рта в результате стирания пластмассы при приеме пищи.

Цитотоксичность мономера объясняется тем, что он способен растворяться в липидах, вступая с ними в химические соединения, нарушающие жизнедеятельность клеток [40]. Мономер, как низкомолекулярное соединение, представляет собой гаптен, который, соединяясь с белками тканей организма, превращается в антиген [13, 33]. Его присутствие в полости рта приводит к высвобождению гистамина из базофилов и тучных клеток, что приводит к развитию аллергического стоматита [28, 45, 73, 130]. Остаточные мономеры способствуют снижению содержания лизоцима в слюне и влияют на функциональное состояние нейтрофилов, снижая их активность [83].

На современном этапе развития ортопедической стоматологии значительно возросли требования к конструкционным материалам съемных зубных протезов, в том числе и базисным, качество которых определяет функциональную ценность и биосовместимость. Улучшение качественных характеристик базисных материалов осуществляется в следующих направлениях: модификация акрила методом сополимеризации; совершенствование технологии лабораторного изготовления протезов; создание новых материалов для использования в ортопедической стоматологии [59, 96].

Существуют пути направленного воздействия на химическую природу и структуру полимерной матрицы. Метод сополимеризации (процесс соединения метилметакрилата с другими веществами, способными к полимеризации)

позволяет существенно улучшить свойства акриловых полимеров. Это достигается введением отдельных функциональных групп или заместителей в основную цепь полимера или в виде боковых ответвлений. Таким способом получены материалы «Фторакс», «Протакрил–М» [63].

Новой отечественной разработкой является светоотверждаемый полимерный материал для базисов зубных протезов «Нолатек», являющийся сополимером полиэфиров метакриловой и диметакриловой кислот, модифицированных композитом. На основании проведенных санитарно-химических и токсикологических исследований данного материала доказана его высокая химическая инертность, отсутствие токсичности, раздражающего и сенсибилизирующего действия [60].

В экспериментальном и клиническом исследованиях показано, что зубные протезы с базисами из материала «Нолатек» обладают прочностью и не оказывают вредного влияния на органы и ткани рта [29, 35, 60, 62]. В то же время, авторы считают, что целесообразно продолжить работу по совершенствованию данного материала и технологий его применения: расширить цветовую гамму материала; доработать методику полирования, технологий перебазирования, починки протеза, индивидуализации искусственной десны и базиса.

В настоящее время продолжается совершенствование способов изготовления протезов из акриловых пластмасс, поскольку доказано, что физико-химические и механические свойства базиса протеза зависят от способа формования и режима полимеризации базисной пластмассы. Наряду с материалами холодной и горячей полимеризации разработаны светоотверждаемые базисные пластмассы. Для тепловой обработки некоторых акриловых полимеров рекомендуется применение микроволновой энергии, благодаря чему образуется полимер однородной структуры без излишков мономера [92, 306].

Традиционным способом изготовления съемных протезов с пластмассовым базисом считается формовка пластмассы в тестообразном состоянии в заранее приготовленную гипсовую форму [170]. Чтобы получить протез с высокими физико-механическими свойствами необходимо создать условия, при которых

структура полимера была бы наиболее плотной. Это достигается прессованием материала в процессе полимеризации.

Известны два основных способа формования базиса протеза – компрессионное и литьевое. При компрессионном формовании происходит непосредственное сжатие материала между частями формы. К недостаткам формовки протезов таким способом следует отнести высокое содержание остаточного мономера в готовом протезе (6-8%), возможность недопрессовки, образование излишков материала на протезе в плоскости разъема формы (грат или облой), искажение формы и размеров протеза [15, 63, 132].

Более предпочтительным способом является литьевое прессование, когда материал вводится в закрытую форму через литниковый канал и затем уплотняется. При этом способе в ходе всего процесса полимеризации формуемая масса находится под регулируемым давлением. По данным ряда авторов, базисы протезов, полученные методом литья под давлением, практически не дают усадки, биологически инертны и отличаются хорошими физико–механическими характеристиками [4, 15, 26, 119, 129, 171, 177]. Однако широкому распространению этого метода препятствует необходимость применения дорогостоящей аппаратуры.

Использование методов производства CAD/CAM (автоматизированное проектирование и изготовление с применением компьютерной технологии) позволяет изготовить зубные протезы в присутствии пациента [117, 249]. Несъемные зубные протезы из ПММА и композита, выполненные способом CAD/CAM, по механическим свойствам значительно превосходят протезы, изготовленные традиционным способом [127, 239, 275, 301]. Это связано с тем, что заготовки для зубных протезов, изготовленных с помощью технологий CAD/CAM, проходят промышленную обработку при оптимальных условиях, поэтому демонстрируют меньший риск возникновения пористости и показывают улучшенные механические свойства.

Несмотря на совершенствование химического состава базисных пластмасс и технологий изготовления протезов, полностью устранить их недостатки не

удалось. Ни один полимер не имеет оптимальных физико-механических, биологических и поверхностных характеристик, поэтому перспективным направлением остается поиск новых материалов для изготовления съемных протезов.

1.1.2. Термопластические полимеры для изготовления зубных протезов

С 80-х годов прошлого столетия при изготовлении зубных протезов стали использоваться биологически нейтральные термопластические материалы, ранее применявшиеся в других областях медицины. К ним относятся нейлон, полиоксиметилен, полипропилен, этиленвинилацетат, метилметакрилат.

Общие свойства термопластов определяет название – «материал пластичный при нагреве», т.е. они приобретают высокоэластичное либо вязкотекучее состояние в разогретом состоянии, что обеспечивает возможность формования их различными методами. Для литья конструкций из термопластических материалов используются приборы, основной рабочей частью которых является инжекционный цилиндр. В него термопласт поступает в гранулированном или порошкообразном виде, там размягчается, и под действием поршня нагнетается в литьевую форму. Охлаждение изделия в форме и после его извлечения сопровождается усадкой – уменьшением линейных размеров изделия [47, 96, 222].

В последнее время многие исследователи разрабатывают термопластичные материалы для конструирования безметалловых зубных протезов, оценивают их физико-химические и механические характеристики [75, 98, 100, 107, 164, 237, 285, 286, 287]. Для термопластических материалов характерны следующие свойства: отсутствие остаточного мономера; высокая степень пластичности; точность при изготовлении протеза; широкая цветовая гамма. Благодаря положительным характеристикам современных термопластических полимеров, стало возможным изготавливать ортопедические конструкции с высокими эстетическими и функциональными свойствами [23, 58, 96].

В 2011 году Hamanaka I. et al. исследовали механические свойства нескольких термопластичных базисных материалов для зубных протезов в соответствии с ISO 1567 [177]. Они пришли к выводу, что термопластичный материал с низким модулем упругости позволяет изготовить более функциональный протез, чем конструкция с акриловым базисом и кламмерами из кобальт-хромового сплава. Накладка из термопластичного материала к отпрепарированной части опорного зуба и опора на слизистую десны может обеспечить адекватную фиксацию. По мнению ряда авторов, для протезов из термопласта характерна большая долговечность, поскольку они выполнены из гибкого материала, а не из металла [172, 194, 195].

Термопласты могут применяться при лечении частичного отсутствия зубов, бруксизма, заболеваний височно–нижнечелюстных суставов, при изготовлении окклюзионных шин, спортивных капп, имедиат–протезов, сложно–челюстных протезов и в комплексе лечения заболеваний пародонта [59]. Возможности использования термопластических материалов очень разнообразны: от изготовления кламмеров съемного протеза до сложных шинирующих и полных съемных протезов. Изготовление кламмеров из термопластов позволяет не обрабатывать опорные зубы, не покрывать их коронками. Такие кламмеры эстетичны, значительно улучшают фиксацию протеза за счет своей эластичности, не оказывают негативного воздействия на опорные зубы. Их применение является неотъемлемой частью качественного ортопедического лечения при частичном и полном отсутствии зубов.

К числу наиболее распространенных термопластов на сегодняшний день относятся полиамиды (нейлоны). Для создания эстетичных протезов в состав термопластов добавляют устойчивый краситель. Протезы из нейлона не вызывают аллергических реакций, так как в них нет остаточного мономера. Протезы из нейлона эластичны и отличаются повышенной прочностью. Их изготовление происходит инъекционным методом, поэтому они имеют точную посадку и стабильную фиксацию [89, 105, 114, 195, 240, 292].

По данным Моторкиной Т.В., Грачева Д.В. (2010), протезы из нейлона обладают рядом неоспоримых преимуществ перед протезами из акрила. Материал негигроскопичен, не поглощает влагу. Протезы очень легкие и не травмируют десну. Их пластичность позволяет оптимизировать нагрузку на опорные зубы и альвеолярный гребень, что обеспечивает более благоприятное распределение жевательного давления [66].

В настоящее время материалы для изготовления нейлоновых зубных протезов выпускают США («Valplast», «Flexite»), Израиль («Flexy–Nylon»), Сан-Марино («T.S.M. Acetal Dental»), Сингапур («Vertex Thermosens»), Германия («Flexuplast»). Из нейлона получают съемные протезы с базисом и шинирующим многозвеньевым кламмером, комбинированные протезы, частичные съемные с зубоальвеолярными кламмерами, противохраповое устройство [53, 97].

По данным Е.А. Жибылева (2015), протезы из полиамида Vertex™ Thermosens (Vertex Dental B.V., The Netherlands) легко поддаются шлифовке и полировке, что существенно сокращает время работы врача–стоматолога и зубного техника [32]. После 6 мес. пользования протезами отмечено сохранение цвета термопласта, т.к. за счет своей высокой плотности материал практически негигроскопичен. Также были отмечены полное соответствие базиса протезному ложу, хорошая фиксация конструкции, отсутствие воспалительных явлений со стороны слизистой оболочки рта.

Но съемные зубные протезы на основе нейлона не лишены недостатков. Эластичность и гибкость протезов вызывают ускоренную атрофию тканей протезного ложа. Нейлоновый протез не может быть перебазирован, в отличие от акрилового. Для ухода за нейлоновым протезом необходимо использовать специальные средства и мягкие щетки, так как при чистке обычными средствами гигиены на нем быстро образуются царапины, что способствует быстрому накоплению налёта на протезе. После одного года пользования нейлоновыми протезами пациенты предъявляли жалобы на ощущение сильного давления в области опорных зубов. В связи с вышеизложенными недостатками нейлоновых протезов рекомендуется использовать их в качестве временных конструкций [46].

В настоящее время применяют полипропилен в качестве дешевой альтернативы нейлону для изготовления ортопедических конструкций [97]. Это бесцветный полимер, без характерного запаха и вкуса, он намного прочнее акрилатов, размягчается при высоких температурах, обладает высокой точностью прилегания. К термопластическим материалам на основе полипропилена относятся «Proflex Clear Wire» (Dental Resources, США), «Ndflex» (New Dental, Украина). Протезы из полипропилена биологически нейтральны и устойчивы в среде полости рта благодаря отсутствию мономеров, катализаторов и других реактивных включений [15].

К группе термопластов относятся материалы на основе полиоксиметилена (полиформальдегид, полиметиленоксид), которые позволяют изготавливать многие виды ортопедических конструкций, прочность которых сравнима с металлическими [97]. Полиоксиметилен представлен следующими торговыми марками: «Dental D» (Италия), «T.S.M, Acetal Dental» (Сан-Марино), «Aceplast» (Израиль), «Bio Dentaplast» (Германия). Благодаря своей твердости, стойкости по отношению к органическим растворителям и высокой температуре плавления полиоксиметилен широко используется для литьевого формования [50, 51].

Физико-химические свойства полиоксиметилена позволяют изготавливать из него временные мостовидные протезы, съемные протезы при одностороннем концевом дефекте зубного ряда с телескопической системой фиксации и бюгельные протезы с кламмерами из полиоксиметилена [212, 248, 290]. Бюгельные протезы с кламмерами из материала Dental-D имеют белый цвет, поэтому выглядят более эстетично, чем металлические [43]. Однако такая конструкция недостаточно функциональна, поскольку окклюзионные накладки из полиоксиметилена за счет своей эластичности не способны перераспределять жевательное давление на опорные зубы, эластичная дуга такого протеза не может эффективно перераспределять жевательное давление на противоположную сторону зубного ряда (балансирующую сторону), а за счет чрезмерной эластичности кламмеров протез смещается при нагрузке.

Термопластический материал на основе этиленвинилацетата – аморфного прозрачного бесцветного полимера, обладает высокой степенью эластичности, низким уровнем токсичности. На его основе производят термопласты в Италии («Flexidy»), Сан-Марино («Corflex Orthodontic»). С появлением на стоматологическом рынке термопластичных материалов из этиленвинилацетата появилась возможность изготовления в зуботехнических лабораториях индивидуальных позиционеров, зубных протекторов для спорта и индивидуальных мундштуков для дайвинга [96].

В последние годы в ортопедической стоматологии довольно широко стали использовать термопластические полимеры на основе метилметакрилата. Основными свойствами этих материалов является отсутствие свободного мономера, достаточно высокая прочность и эстетичность [18, 96], что позволяет изготавливать особо тонкие полные и частичные съемные протезы без металлических конструкций, седла бюгельных протезов. Примерами безмономерных материалов на основе акриловых пластмасс являются «Flexite M.P.» (США), «Acry-free» (Израиль), «The.r.mo Free» (Сан-Марино), «Fusicril» (Италия), «Polyan» (Германия).

Наименее изученной, но перспективной группой термопластических материалов являются полиэфирэфиркетоны (ПЭЭК), которые начали применяться в стоматологии лишь в последние годы. Эти материалы обладают целым рядом положительных свойств, обуславливающих их применение для изготовления зубных протезов.

1.2. Полиэфирэфиркетоны, их свойства и сфера применения

Полиэфирэфиркетон представляет собой полукристаллический полимер, состоящий из повторяющихся звеньев из трех фенильных колец, двух сложноэфирных групп и одной кетогруппы [222]. Это жесткий непрозрачный материал серовато-белого цвета с уникальной комбинацией свойств. Из термопластических материалов ПЭЭК имеет самую высокую температуру плавления (335⁰С).

1.2.1. Свойства полиэфирэфиркетонов, обуславливающие их применение в медицине

Основными характеристиками ПЭЭК являются [168, 208, 259, 260, 270]:

- высокая прочность и жесткость;
- высокая устойчивость к деформации;
- высокая вязкость (в том числе при низких температурах);
- стабильность размеров;
- износостойкость;
- высокая температурная стойкость;
- химическая стабильность;
- хорошие диэлектрические свойства до +260°C;
- высокая стойкость к β -, γ -, рентгеновским и инфракрасным лучам;
- высокая стойкость к гидролизу (18bar и 260 °C).

По стойкости к действию пара ПЭЭК превосходит все остальные термопласты: изделия, изготовленные из него, выдерживают кратковременную экспозицию в атмосфере пара с температурой 300°C [218].

Полиэфирэфиркетоны перерабатывают прессованием, литьем под давлением и экструзией. Их можно снова измельчить в порошок для повторной переработки. ПЭЭК используют в качестве материалов конструкционного назначения в различных отраслях промышленности: автомобилестроительной, авиакосмической, нефтехимической и других; при изготовлении электроизоляционных покрытий, которые могут эксплуатироваться в течение длительного времени при температуре 200° С и выше [208]. В некоторых случаях альтернативы применению этих материалов просто не существует ввиду уникальности их свойств.

ПЭЭК также применяется в медицине для изготовления инструментов, требующих стерилизации (держатели ампул, рукоятки инструмента, зонды и т.д.); подшипниковых колец и подшипников для бормашин, колб (цилиндров); инструментов или крепежных элементов, находящихся под воздействием

рентгеновского излучения; медицинских имплантатов с уникальными характеристиками [147, 302]. Для гарантии чистоты и отсутствия инфекций стоматологические материалы подвергаются стерилизации с использованием агрессивных химикатов, высоких доз излучения или давления пара в автоклавах, что не влияет на свойства и характеристики полимера ПЭЭК.

ПЭЭК – биосовместимый материал, который можно использовать в течение длительного времени в контакте с тканями организма без реакции отторжения. Наряду с подходящими химическими и механическими характеристиками, биосовместимость является наиболее важным свойством для клинического использования данного материала [196, 218]. Благодаря частично кристаллической структуре, ПЭЭК имеет высокую проницаемость для излучения при компьютерной и магнитно–резонансной томографии без потерь на рассеивание, что исключает артефакты при проведении данных исследований.

В литературе имеются данные о применении полиэфирэфиркетона и его композиций в качестве материала для имплантации и несущих конструкций при инженерии костной ткани. Данные полимеры могут применяться для изготовления винтов, пластин и штифтов, эндопротезов межпозвоночных дисков, имплантатов для реконструкции черепных и челюстно-лицевых костей, носителей лекарственных веществ, клапанов и стентов [115, 145, 181, 209, 213, 214, 250, 262]. ПЭЭК был также изучен и использован для артропластики коленного сустава [152, 291].

В последнее десятилетие ПЭЭК нашел применение в стоматологии, поскольку имеет ряд преимуществ по сравнению с другими полимерами, металлическими сплавами и керамическими реставрациями. ПЭЭК – биоинертный материал, имеет белый цвет, а его механические свойства аналогичны свойствам кости, дентина и эмали [234]. Этот полимер может применяться у пациентов, отказывающихся от присутствия металлов в полости рта из-за неэстетичного вида, металлического привкуса и других причин, а также у лиц с непереносимостью акриловых и металлических протезов.

Благодаря небольшому весу и высокой прочности, ПЭЭК может быть использован в качестве материала для изготовления дентальных имплантатов, абатментов, коронок, ортодонтических конструкций, несъемных и съемных протезов [149, 227, 236, 259, 281]. В настоящее время выпускается уже целый ряд материалов на основе ПЭЭК, сертифицированных для медицинского применения: PEEK-OPTIMA[®], MOTIS[®], ENDOLIGN[®] и CLASSIX[®] производства компании Invibio, JUVORA[™] Dental Disc (Juvora Invibio Ltd.), VESTAKEEP[®] PEEK (Evonik Industries AG), BIO XS[®] (Bredent), DENTOKEEP PEEK DISC (NT-Trading), KetaSpire[®] PEEK (Solvay).

По этой причине во многих экспериментальных исследованиях изучались различные свойства этих материалов, обосновывающие их применение для изготовления стоматологических конструкций, такие как износостойкость [282, 304], сопротивление разрушению [121, 280, 288], твердость [215], гибкость [260], ретенционную способность и удерживающие силы [281, 296], тенденции к изменению цвета [182].

Maekawa M. et al. (2015) оценили упругие свойства и водопоглощение ПЭЭК, чтобы оценить ее возможность использования в качестве ортодонтической проволоки [219]. Они сравнили некоторые свойства ПЭЭК с металлическими сплавами и другими полимерами и пришли к выводу, что ПЭЭК обладает многими преимущественными свойствами и является подходящим материалом для изготовления эстетической безметалловой ортодонтической проволоки.

Этот биосовместимый материал рассматривался в последние годы как альтернатива титановым сплавам для изготовления зубных имплантатов. Титан и его сплавы имеют модуль упругости значительно выше, чем у костной ткани, что может привести к возникновению стрессового напряжения и отторжению имплантатов [211, 231, 256]. Титан имеет и другие недостатки, свойственные металлам, в частности может вызывать гиперчувствительность [221, 258].

ПЭЭК в среднем имеет модуль упругости 3,6 ГПа, что ближе по значению к модулю упругости костной ткани. Это является его преимуществом по сравнению с титаном для применения в качестве имплантата [261]. Протеомные

исследования не обнаружили различий между биоинертностью ПЭЭК, диоксида циркония и титана [309]. Исследования на животных показали, что имплантаты из ПЭЭК оставались стабильными в течение трех лет, вызывая при этом лишь незначительное локализованное воспаление в окружающих тканях [234].

Следует отметить, что до настоящего времени изучение зубных имплантатов из ПЭЭК ограничивалось экспериментальными условиями. По данным электронной микроскопии было установлено, что нет существенной разницы между остеоинтеграцией имплантатов из ПЭЭК и традиционных материалов, таких как диоксид циркония и титан [200, 261]. В то же время, по причине биоинертных свойств и гидрофобной поверхности ПЭЭК может демонстрировать слабую остеоинтеграцию [154] и формирование фиброзной капсулы вокруг имплантата [234]. Следовательно, долгосрочная выживаемость имплантатов из ПЭЭК с неизменной поверхностью сомнительна.

В ряде исследований описывается успешное применение ПЭЭК для создания абатментов имплантатов. Установлено, что абатменты из ПЭЭК обеспечивают приемлемые контуры десны [289], обладают демпфирующими свойствами и способствуют снижению стрессовой нагрузки на имплантат и окружающую его кость [138, 228, 254, 294, 297]. Прикрепление микроорганизмов к абатментам из ПЭЭК происходит теми же темпами, что и при использовании абатментов из титана, циркония и полиметилметакрилата [174, 204].

Однако Neumann E.A. et al. (2014) установили, что абатменты из ПЭЭК имеют более низкую устойчивость к перелому, чем титановые, поэтому могут использоваться только для временных конструкций [233]. В другом исследовании предложено использовать усиленные титаном абатменты из ПЭЭК, которые могут быть более эффективны по сравнению с обычными титановыми абатментами, поскольку ПЭЭК будет способствовать сохранению высоты кости и стабильности мягких тканей [294]. Следует отметить, что нет информации о долгосрочной клинической оценке абатментов из ПЭЭК; самое длинное исследование длилось всего несколько месяцев.

В целях улучшения механических и биологических свойств материала был предпринят ряд модификаций ПЭЭК [228, 233, 297].

Механические свойства ПЭЭК могут быть изменены введением в его состав различных наполнителей. Например, путем добавления керамических частиц была повышена жесткость ПЭЭК и улучшена способность к полировке [137, 169, 184, 251, 264, 311]. Таким материалом является BioHPP (Bredent), представляющий собой частично кристаллический, термопластичный и стойкий к воздействию высоких температур полимер на основе ПЭЭК, наполненный неорганическими микрочастицами диаметром менее 0,5 мкм.

Механические свойства ПЭЭК можно регулировать, добавляя различные количества частиц оксида титана (TiO_2) в качестве наполнителя [156, 217]. Компанией Invisio разработан инновационный композит на основе ПЭЭК, который получали путём дисперсии 10% бета-трикальций фосфата и 10% оксида титана в полимерной матрице. Данный материал продемонстрировал высокие механические свойства и модуль упругости, сравнимый с соответствующим показателем кортикального слоя костной ткани: предел прочности на разрыв составил 98 Мпа, модуль изгиба – 4.7 Гпа, а прочность на изгиб 16 Мпа.

В качестве наполнителей в термопластичную матрицу могут быть введены высокопрочные волокна (углеродные, полимерные, стеклянные и другие). Ряд исследований посвящен изучению свойств ПЭЭК, армированного углеродным волокном [154, 159, 167, 214, 229, 230, 256, 260]. Модуль упругости этого гетерогенного материала можно точно контролировать, изменяя ориентацию и количество слоев углеродного волокна, чтобы точно соответствовать модулю кости. Это способствует снижению стрессовых нагрузок на кость и делает данный материал подходящим для применения в качестве имплантатов. Вместе с тем, армирование углеродным волокном не влияет на способность ПЭЭК к остеоинтеграции.

С целью улучшения остеоинтеграции поверхность ПЭЭК покрывают слоем биоактивных материалов, таких как остеокондуктивный гидроксиапатит кальция

или титановое напыление [283]. В исследованиях Nakahara et al. (2012; 2013) на эндопротезы бедра овец из армированного углеродным волокном ПЭЭК было нанесено плазменное напыление (покрытие толщиной 17 нм) TiO_2 и гидроксиапатита, затем их погружали в α -трикальций фосфат. В результате исследования была показана хорошая биосовместимость и механические свойства имплантатов из модифицированного таким способом ПЭЭК, причем не было отмечено выделения ионов металлов [229, 230].

Одним из возможных осложнений является отслаивание покрытия, поэтому оно должно быть максимально тонким. С этой целью применяют спин-метод, когда на поверхность ПЭЭК наносят слой наночастиц гидроксиапатита кальция в центрифуге. В этом процессе апатит, растворенный в органических растворителях, медленно оседает на поверхность имплантата, вращающегося с высокой скоростью. Исследования на животных показали, что имплантаты из ПЭЭК с нанесением покрытия методом центрифугирования имеют более прочный контакт с костью по сравнению с ПЭЭК без покрытия [135, 191].

Альтернативным методом наноразмерной модификации поверхности ПЭЭК является использование плазменно-газового травления [300]. В этом процессе используются газы низкого давления, которые создают шероховатость и функционально активные группы на поверхности имплантатов из ПЭЭК для улучшения процессов остеоинтеграции. В то же время, увеличение шероховатости и пористости поверхности способствуют снижению прочности, столь необходимой для имплантатов, поскольку в полимерах разрушение обычно начинается в области локальной концентрации напряжения на дефектах поверхности и затем распространяется внутрь конструкции [208].

Таким образом, материалы на основе ПЭЭК обладают биосовместимостью, хорошими механическими характеристиками и легко поддаются модификации, что открывает широкие перспективы для их применения в стоматологической практике. Однако в связи с недавней историей появления этих материалов на стоматологическом рынке, необходимы дальнейшие экспериментальные

испытания и клинические исследования, чтобы всесторонне изучить их свойства для дальнейшего применения в стоматологии.

1.2.2. Применение полиэфирэфиркетонов в ортопедической стоматологии

Полиэфирэфиркетон по своим механическим и биологическим свойствам является подходящим материалом для конструирования несъемных и съемных зубных протезов. Несмотря на небольшой опыт применения протезов из ПЭЭК в клинической практике, они продемонстрировали приемлемые эстетические и функциональные характеристики [123, 124, 149, 264, 269, 277, 279, 287, 311].

Зубные протезы из ПЭЭК могут быть изготовлены двумя способами: с использованием систем CAD/CAM или методом литья под давлением. Соответственно этим способам применения ПЭЭК выпускается в форме блоков для фрезерования, в гранулированной форме и в виде таблеток. Для процесса фрезерования с использованием технологий CAD/CAM заготовки из ПЭЭК проходят промышленное прессование в стандартизированных условиях, таких как давление, температурный режим и определенное время. Для осуществления прессовки гранулированного ПЭЭК предварительно нагретая муфельная печь с плунжером помещается в вакуумный пресс [161, 208].

Целью исследования Liebermann A. et al. (2016) было оценить *in vitro* влияние различных режимов/продолжительности старения на шероховатость, растворимость, водопоглощение, твердость по Мартенсу (НМ) и модуль упругости полимеров для изготовления способом CAD/CAM [215]. По результатам исследования, показатели твердости ПЭЭК были сопоставимы с аналогичными параметрами материалов на основе ПММА.

Соппротивление разрушению несъемных зубных протезов из ПЭЭК, изготовленных способом CAD/CAM, значительно выше, чем у аналогичных конструкций из дисиликата лития, стеклокерамики, алюминия и диоксида циркония [141, 202]. Несмотря на более низкий модуль упругости и твердость ПЭЭК, абразивная стойкость этого полимера конкурентоспособна по сравнению с металлическими сплавами [174, 175, 297, 312].

Необходимо отметить, что несъемные зубные протезы из ПЭЭК, изготовленные с использованием техники CAD/CAM, показали более высокую устойчивость к разрушению по сравнению с прессованными протезами из ПЭЭК в виде гранул или таблеток [274, 276]. Этими же авторами было установлено, что при изготовлении зубных протезов матрица ПЭЭК без наполнителя является более стабильной, чем с наполнителями в наноразмерном диапазоне [280].

Учитывая износостойкость, механические свойства и биосовместимость ПЭЭК ожидается, что несъемные зубные протезы из ПЭЭК будут иметь приемлемую выживаемость [228]. Тем не менее, ни в одном из клинических исследований не сравнивалась степень стираемости зубных коронок из ПЭЭК, по сравнению с другими материалами, такими как керамика и сплавы. Пока что ни одно исследование не показало, как взаимодействуют коронки из ПЭЭК с дентином и эмалью зубов-антагонистов.

Анализ литературы показывает, что данных о применении ПЭЭК в качестве материала для изготовления съемных протезов очень мало [21]. Успешно использовали ПЭЭК в качестве материала для съемного протезирования лишь несколько групп исследователей: Tannous F. et al. (2012), Costa P.S. et al. (2014), Zoidis P. et al. (2016), Adler S. et al. (2013, 2018), Harb I.E. et al. (2018).

Протез из ПЭЭК легче, чем протез из кобальт-хромового сплава, не имеет металлических деталей, что повышает удовлетворенность пациентов. Существует также потенциал для создания меньших по объему, более гигиеничных протезов, которые позволяют уменьшить площадь покрытия слизистой оболочки. ПЭЭК обладает большей гибкостью по сравнению с кобальт-хромовыми сплавами, которые создают высокое напряжение из-за жесткости материала. Гибкость ПЭЭК позволит снизить нагрузку на опорные зубы. Предполагается, что это позволит избежать основных недостатков при использовании металлов в качестве кламмеров зубных протезов и предотвратить усталостное разрушение.

Результаты исследований Tannous F. et al. (2012) показывают, что частичный съемный зубной протез с кламмерами из ПЭЭК не является оптимальным с точки зрения биомеханики [287]. Во-первых, он, как и

традиционные конструкции с кламмерами из кобальт-хромового сплава, действует как протез с опорой на мягкие ткани. Во-вторых, подготовка окклюзионной поверхности зуба к окклюзионной накладке требует препарирования поверхности зуба с невысокой пользой для механики зубного протеза. В-третьих, удерживающие силы кламмеров из ПЭЭК ниже по сравнению с металлическими кламмерами. Однако, неизвестно, насколько эффективны кламмеры из ПЭЭК в удержании съемных протезов в клинических условиях, поскольку исследование проводилось на металлических коронках *in vitro*.

Costa P.S. et al. (2014) представили описание клинического случая [149]. Авторы использовали ПЭЭК для лечения пациентки с большим орально-носовым дефектом верхней челюсти, которая нуждалась в замене имеющегося акрилового протеза-обтуратора из-за неудовлетворительных эстетических и функциональных свойств. Ей был изготовлен новый протез-обтуратор из полиэфирэфиркетона РЕЕК OPTIMA (усиленный полиэфирэфиркетон), по своим характеристикам более эстетичный, функциональный и легкий.

Zoidis P. et al. (2016) сообщают о клиническом случае изготовления частичного съемного протеза из ПЭЭК для восстановления дефекта зубного ряда нижней челюсти I класса по Кеннеди для замены имеющегося съемного протеза с кламмерами и лингвальной дугой из кобальт-хромового сплава [311]. Из-за вязкоупругости беззубых гребней частичные съемные протезы в дистальных отделах зубных рядов демонстрируют высокий крутящий момент вокруг опорных зубов при окклюзионной нагрузке, что может привести к их разрушению. Авторы предположили, что эластичность ПЭЭК может снизить дистальный крутящий момент и нагрузку на опорные зубы. Результаты исследования подтвердили это предположение.

Пациентке был изготовлен частичный съемный протез с акриловыми базисами в сочетании с язычной пластиной и кламмерами из модифицированного ПЭЭК (BioHPP), содержащего 20% керамических наполнителей. Новый протез весил на 27,5% меньше, чем его предшественник с металлическими элементами. Реализация нового дизайна кламмера, который оказался уникальным для

оптимальной передачи окклюзионных нагрузок на опорные зубы, показала, что на апроксимальных поверхностях опорных зубов не было никаких напряжений, и вся нагрузка передавалась на зубы посредством передачи по длинной оси. Краткосрочное клиническое наблюдение в течение года показало отсутствие признаков разрушения каркаса и хорошую фиксацию кламмера. Не было отмечено изменений в структуре ПЭЭК, за исключением незначительной потери блеска изначально глянцевої поверхности, что соответствует другим литературным данным [232, 264].

Вместе с тем, авторы отмечают, что изготовление окклюзионных накладок может быть ограничено окклюзией пациента, морфологией опорных зубов, их наклоном и величиной межзубного пространства. Кроме того, размер и форма кламмера могут способствовать накоплению зубного налета в этой области, хотя многие исследования связывают этот негативный эффект частичного съемного протеза с плохой гигиеной полости рта пациентов и редким посещением клиники [Ezawi et al. 2017].

Применение технологий CAD/CAM для изготовления зубных протезов позволяет создавать конструкции с высокой степенью точности, сократить временные затраты и трудоемкость производства [80, 186]. В работе Harb I.E. et al. (2018) сообщается о клиническом случае применения съемного зубного протеза, изготовленного с помощью компьютерного проектирования и фрезерования из блока ПЭЭК [178].

Целью исследования Muhsin S.A. et al. (2018) было изучить в экспериментальных условиях удерживающую силу кламмеров новой конструкции [225]. Авторы исследовали кламмеры из трех материалов. Замки из ПЭЭК Juvora™ были изготовлены с использованием 3D-фрезерного станка Roland; из ПЭЭК Optima®NI1 были подвергнуты термопрессованию при температуре пресс-формы 200°C с использованием инжекционного блока термопресса. В группе сравнения для отливки металлических кламмеров использовался хром-кобальтовый сплав. Образцы были испытаны при фиксации на зубах с глубиной поднутрения 0,25 мм, 0,50 мм и 0,75 мм. Как показали результаты, кламмеры из

ПЭЭК Juvora™ продемонстрировали наивысшую степень ретенции при трех различных глубинах фиксации, менее прочными были кламмеры из ПЭЭК Optima®NI1 на глубине фиксации 0,75 и 0,50 мм, которые оказались, тем не менее, более долговечными по сравнению с металлическими.

Основными недостатками протезов из ПЭЭК являются сероватый цвет и непрозрачность, что ограничивает его применение. Поэтому с целью улучшения его эстетических качеств, производители рекомендуют облицовывать его различными полимерными композитами. Однако инертная и гидрофобная поверхность ПЭЭК ухудшает его соединение с другими стоматологическими материалами [259].

Для решения проблемы адгезии ПЭЭК с композитной пластмассой было предложено множество методик предварительной обработки его поверхности. Stawarczyk B. et al. (2014) изучали прочность соединения между ПЭЭК и двумя композитами после плазменной обработки и с использованием адгезивов на основе полиметилметакрилата (ПММА). Как выяснилось, плазменная обработка не влияет на сцепление с композитами [274, 276].

В большинстве исследований для улучшения адгезии рекомендуют использовать пескоструйный способ предварительной обработки поверхности ПЭЭК с последующим нанесением праймерных адгезивов, таких как Heliobond®, Luxatemp Glaze & Bond®, Visiolink® и Signum PEEK Bond® [20, 165, 197, 198, 265, 277, 279, 293].

Для улучшения адгезии ряд авторов [246, 259, 272, 308, 310] предлагают для улучшения адгезии обрабатывать поверхность ПЭЭК 98% серной кислотой. По их мнению, она создает шероховатую, высокопористую и химически измененную поверхность, что позволяет эффективнее связываться с гидрофобными композитными материалами. Обнаружено, что при травлении серной кислотой прочность связи при сдвиге ПЭЭК с композитами достигает $19,0 \pm 3,4$ МПа [259]. По данным Uhrenbacher J. et al. (2014) прочность связи ПЭЭК по отношению к композитным материалам сохраняется на уровне $15,3 \pm 7,2$ МПа в течение 28 дней после нахождения образцов в воде при 37°C [293].

Предложено также травление поверхности ПЭЭК раствором «пираньи» с целью усиления адгезивных свойств. Раствор «пираньи» состоит из серной кислоты и перекиси водорода и используется для растворения органики. Травление данным раствором с последующим использованием адгезива увеличивает прочность на разрыв по отношению к композитной пластмассе до $23,4 \pm 9,9$ МПа в подвергнутых старению образцах ПЭЭК [198].

Улучшение адгезионной прочности можно объяснить увеличением количества функциональных групп благодаря травлению поверхности ПЭЭК концентрированными растворами кислот и созданием шероховатости в результате пескоструйной обработки [176].

Для соединения ПЭЭК с акриловой пластмассой и искусственными зубами наиболее подходящим способом является механическая ретенция за счет создания сквозных отверстий в основании искусственного зуба или тонких бороздок по краю акрилового базиса, т.к. показатели адгезии между термопластическими материалами и акриловыми зубами достаточно низкие [20, 311].

Таким образом, благодаря своим механическим и физическим свойствам, сходным с костью и дентином, ПЭЭК является перспективным материалом для изготовления несъемных и съемных протезов. По мнению большинства авторов, данный материал позволяет создавать более комфортные для пациента зубные протезы по сравнению с металлическими конструкциями, однако информация о физико–механических характеристиках таких протезов все еще недостаточна. Кроме того, до сих пор не выявлены оптимальные способы соединения ПЭЭК с другими конструкционными материалами. Необходимы дальнейшие лабораторные и клинические исследования, охватывающие все аспекты свойств материала и его клинического применения, с тем, чтобы его клиническое использование основывалось на достоверных научных данных.

1.3. Конструкционные и клинические аспекты формирования микробной биопленки на протезах из термопластических полимеров

Одним из недостатков термопластических полимеров является сложность окончательной обработки. Из-за высокой вязкости термопластов и способности налипать на абразивный инструмент обычной обработкой сложно добиться гладкой поверхности [12, 15, 82]. В связи с этим, обработка зубного протеза из термопластических полимеров занимает больше времени и требует наличия специальных инструментов и полировочных паст [177, 187].

1.3.1. Влияние способов обработки поверхности термопластических полимеров на качество протезов

По определению, полировка означает сглаживание поверхности без значительного удаления материала. Этот процесс вызывает изменение химического поведения и физических свойств материала из-за уменьшения эффективной поверхности, что, в свою очередь, приводит к снижению восприимчивости к повреждению от механических факторов и биологических реакций [Kappert H.F., Eichner K., 2008]. Качество полирования поверхности зависит от нескольких параметров (используемых инструментов, скорости, контактного давления, факторов окружающей среды и качества поверхности), а также от абразивной устойчивости поверхности полируемого материала.

Полировка неразрывно связана с понятием «шероховатость». Шероховатость отражает микрорельеф поверхности полимерных материалов и является одним из важных факторов, влияющих на прочность и долговечность зубных протезов. Для оценки шероховатости наиболее предпочтительным показателем является R_a – среднее арифметическое отклонение профиля, которое определяется с помощью профилометрии, как среднее расстояние между ближайшими максимально выступающими элементами микрорельефа

поверхности (ГОСТ 2.309-73). Ra, равный 0,2 мкм, считается максимально допустимым значением шероховатости поверхности зубного протеза [232, 284].

Шероховатость поверхности зубного протеза является важным аспектом, поскольку она оказывает негативное влияние на эстетические свойства и износостойкость протеза, состояние слизистой оболочки и комфорт пациента [173, 174, 184, 206]. По литературным данным, уменьшение шероховатости деталей из пластмассы в 50 раз увеличивает их прочность при изгибе на 9-9,6%, а ударную вязкость – на 11-26% [222]. Поскольку искусственные зубы и базис протеза испытывают высокие силовые нагрузки и подвергаются трению, становится очевидным, насколько актуальна проблема полировки ортопедических изделий из стоматологических пластмасс.

Получение полированной поверхности имеет решающее значение в уменьшении ретенции бактериального налета [7, 9, 17, 37, 142, 173, 174, 188, 298, 299]. Начальный период образования биопленки, известный как критическая или адгезионная фаза, существенно зависит от топографии поверхности, на которой она формируется [11, 109, 112, 207, 271]. Шероховатость увеличивает общую площадь поверхности и создает ретенционные зоны, что способствует прикреплению микробных клеток на материалах зубных протезов.

Рыжова И.П. с соавт. (2013) установили, что термопластические полимеры предрасположены к большей адгезии и проникновению микроорганизмов в толщу протеза по сравнению с акриловыми пластмассами, что отрицательно сказывается на долговечности конструкции зубного протеза [78]. Способность живых микроорганизмов проникать в толщу материала напрямую зависит от качества поверхности и структуры материала. Чем более однородной является структура материала, тем более она защищена от влияния микроорганизмов.

Чтобы противодействовать адгезии и колонизации микроорганизмов, важно получить как можно более гладкую поверхность протезной конструкции с низкими значениями шероховатости и свободной поверхностной энергии. Даже химические свойства поверхности материала имеют решающее значение в ходе образования микробной биопленки [16, 142, 173, 203].

Традиционные методы полировки включают в себя абразивную обработку (включая шлифование борами и абразивными инструментами) и применение полировочных паст, содержащих алюминиевые или алмазные частицы [190, 255]. С помощью полировочных паст сглаженная, но пока еще матовая поверхность выравнивается и доводится до глянцевого блеска, что достигается за счёт применения мелкозернистого полирующего средства, снимающего очень тонкий слой полируемого материала [136, 190]. Одновременно происходит тепловое воздействие за счет трения изделия и полировочного инструмента, приводящее к невидимой глазом текучести обрабатываемого материала.

Вечеркина Ж.В. с соавт. (2016), Рубцова Е.А. с соавт. (2017) изучали полирующую способность новой полировочной пасты «Полипро», которая предназначена для окончательной обработки термопластических пластмасс стоматологического назначения [17, 76]. Несмотря на большие затраты времени, необходимые для получения полированной поверхности с приемлемыми характеристиками, авторами была отмечена высокая эффективность применения пасты «Полипро» для окончательной обработки протезов из термопластических материалов.

Данных, касающихся финишной обработки поверхности ПЭЭК, очень мало. Ключевым вопросом исследования, проведенного Hahnel et al. (2015), являлось сравнение различных лабораторных и клинических способов обработки ПЭЭК [174]. По результатам исследования, контрольная группа (без полировки) и протоколы ABR (полировочная паста Abraso, Bredent), OPA (полировочная паста Opal L, Renfert), SUP (полировочные диски Super-snap, Shofu) и PRI (Prisma gloss, Dentsply) показали более низкий уровень шероховатости поверхности, чем лабораторные методы с использованием полировального станка и шлифовальной бумаги. Протокол ENH (Enhance, Dentsply) показал самый низкий уровень свободной поверхностной энергии, и эти различия были значимыми, но значения шероховатости при данном способе обработки были все еще выше 0,2 мкм.

В исследовании Heimer S. et al. (2017) изучено влияние различных методов полировки на характеристики ПЭЭК BioHPP в сравнении с теми же способами

обработки ПММА и композита [184]. Авторами было исследовано влияние 7 протоколов полировки (4 лабораторных и 3 – клинических), в контрольной группе полировка не проводилась. Качество обработки оценивали по следующим критериям: шероховатость поверхности, свободная поверхностная энергия и топография поверхности. По результатам исследования, способность образцов ПЭЭК к полировке была сопоставима с образцами из ПММА и композита; но эффективность полировки была различной для 7 различных протоколов.

Данное исследование показало, что у композита наблюдались самые низкие значения шероховатости поверхности для всех протоколов. Композит имеет более высокий уровень твердости по Виккерсу (600 VHN), чем ПЭЭК и ПММА (примерно 110 VHN). Предполагается, что материалы с высоким уровнем твердости после полировки могут достигать более низкого значения шероховатости, чем менее твердые материалы. Для подтверждения этого вывода необходимы дальнейшие исследования.

Основываясь на результатах этого исследования *in vitro*, авторами были сделаны и другие выводы. Из лабораторных протоколов более низкие значения шероховатости имели поверхности ПЭЭК, обработанные с применением полировочных паст Abraso (Bredent) и Opal L (Renfert), по сравнению с CER (Ceragum) и DIA (Diagen Turbo Grinder). Из клинических протоколов SUP (полировочные диски Super-snap, Shofu) и PRI (Prisma gloss, Dentsply) привели к поверхностям ПЭЭК с более низким уровнем шероховатости поверхности, чем с протоколом ENH (Enhance, Dentsply). Клинические методы полировки способствовали большему снижению шероховатости поверхности, чем лабораторные методы.

Образцы, отполированные с использованием абразивной обработки без пасты, показали шероховатость выше, чем у образцов, отполированных с использованием полировочных паст. Преимущество полировки с пастой состоит в том, что комбинация из пасты с водой приводит к низкоабразивному действию с получением глянцевой, светоотражающей поверхности. Напротив, сухая версия обработки является более агрессивным способом, вызывая больший износ и

потенциально производя глубокие дефекты на поверхности. Недостатком полирования с пастой является необходимость использования полировочных щеток, что является причиной дополнительной абразии. Эти результаты сопоставимы с результатами, полученными при тестировании методов полировки различных типов композитов [179].

Таким образом, данных об эффективных способах полирования поверхности зубных протезов из ПЭЭК еще недостаточно. Необходимы дальнейшие клинические исследования для изучения поверхностных свойств ПЭЭК, его способности к обработке и аккумуляции бактериального налета.

1.3.2. Адгезия микроорганизмов к поверхности термопластических полимеров и способы удаления биопленки

В проблеме взаимодействия микроорганизмов полости рта с зуботехническими материалами можно выделить несколько важных аспектов: колонизация бактерий на поверхности искусственных материалов; формирование дисбиоза и очагов хронической инфекции в полости рта; разрушение полимеров вследствие жизнедеятельности микроорганизмов и образование токсических для человека продуктов [6, 7, 9, 19, 57, 102].

Установлено, что при съемном протезировании изменяется состав микроорганизмов полости рта: уменьшается количество лактобактерий и спирохет, увеличивается число стафилококков, в том числе *Staphylococcus aureus*, клебсиелл и даже кишечных палочек [39, 120, 125, 134]. Это происходит потому, что материалы зубных протезов обладают более высокой способностью к аккумуляции зубного налета и микробной колонизации по сравнению с эмалью зубов [9, 11, 25, 27, 30, 84, 110].

Несоблюдение техники изготовления съемных ортопедических конструкций с образованием шероховатостей, пор, отсутствие должного ухода за протезом способствуют адгезии микроорганизмов и проникновению их в базис съемного протеза. В результате создается благоприятная среда для формирования биопленки из различных микроорганизмов, а также грибов, особенно рода

Candida albicans [7, 56, 110, 126, 180, 307]. Продукты их метаболизма могут вызывать боль и жжение в области слизистой оболочки протезного ложа.

В экспериментальных исследованиях было выявлено, что на поверхности образцов из ПЭЭК наблюдается умеренная и высокая адгезия кариесогенных и пародонтопатогенных видов микроорганизмов, дрожжеподобных грибов [69] и золотистого стафилококка [303]. Полировка поверхности ПЭЭК оказывает существенное влияние на механизмы первичной адгезии, причём особенно выраженное снижение адгезии после полировки отмечается у грибов *Candida krusei* [69].

В исследовании Kolbeck C. et al. (2013) была изучена адгезия микроорганизмов к образцам из 4 материалов: титана, диоксида циркония, ПЭЭК и ПММА [201]. Все образцы были отполированы до блеска с использованием бумаги из карбида кремния; шероховатость поверхности была определена с помощью профилометрии. Авторы моделировали формирование мультивидовых биопленок, подвергая образцы воздействию суспензии *Streptococcus gordonii*, *Streptococcus mutans*, *Actinomyces naeslundii* и *Candida albicans* в течение 20 или 44 часов. Результаты показали, что у образцов из ПЭЭК и ПММА была более низкая шероховатость поверхности, чем у образцов из диоксида циркония и титана ($P < 0,001$). Через 20 часов поверхности ПЭЭК содержали значительно меньшую жизнеспособную биомассу, чем поверхности других материалов ($P < 0,0125$). Однако авторы полагают, что для подтверждения этих предварительных результатов необходимы клинические исследования.

Крайне важной и актуальной проблемой является не только поиск резистентных к микробной колонизации конструкционных материалов, но и правильный выбор очищающих и дезинфицирующих средств по уходу за протезами [55, 65, 69, 74, 76, 79, 93, 106, 108, 150, 158].

На сегодняшний день имеются различные способы очищения съёмных протезов, одним из которых является чистка зубной щёткой, но это оказывает деструктивное воздействие на поверхность полимерного базиса. Другими способами являются промывание протезов водой или обработка конструкций

мыльным раствором после каждого приема пищи, но они недостаточно эффективны [94].

Современный стоматологический рынок предлагает также специальные средства для очистки и дезинфекции съемных протезов (Protefix, President, ROCS, Corega). Принцип действия этих препаратов основан на создании кислород-образующей системы [34, 41, 155, 163, 166, 205, 247, 266]. Использование этих растворов для обработки съемных протезов не вызывает повреждений их поверхности, при этом способствует более выраженному очищающему эффекту по сравнению с антибактериальным мылом. Некоторые авторы для усиления эффекта рекомендуют увеличивать концентрацию раствора и время экспозиции [64, 180].

Тимачева Т.Б. (2010) для очистки съемных протезов рекомендует использовать 1 раз в неделю ультразвуковой контейнер «Ultrasonic» [94]. По мнению автора, сочетание ультразвуковой чистки и дезинфицирующего раствора обеспечивает наиболее качественную обработку ортопедической конструкции в домашних условиях. Тезиков Д.А. (2015) предлагает проводить дезинфекцию съемного протеза с помощью УФО с длиной волны 254 нм и плотностью светового потока 56 Вт/м² в течение 15 минут [93].

Лишь одно исследование было посвящено изучению эффективных и безопасных способов очистки протезов из ПЭЭК. Цель исследования Heimer S. et al. (2016) состояла в том, чтобы оценить эффективность различных методов очистки для устранения дисколоритов и отложений на образцах из ПЭЭК, полиметилметакрилата и композита через неделю хранения в различных средах [183]. Сравнивали традиционные средства индивидуальной и профессиональной гигиены, а также лабораторные методы очистки. Наибольшая степень изменения цвета была обнаружена, когда образцы выдерживали в красном вине и растворе карри. ПЭЭК показал самые незначительные изменения цвета, в то время как у композита исследуемый показатель был самым выраженным. Ультразвуковая ванна и Air Flow Plus оказались наиболее эффективными методами удаления

пятен. Наименьший эффект очистки был обнаружен при использовании мягкой зубной щетки, зубной щетки средней жесткости и системы очистки SunSparkle.

Авторы указывают, что, несмотря на более высокую устойчивость ПЭЭК в отношении изменения цвета в сравнении с другими исследованными материалами [182], стоматологи и зубные техники должны информировать своих пациентов о возможности изменения цвета протезов, уточнить определенные продукты и напитки. Кроме того, пациенты должны быть обучены методам очистки, обеспечивающим эффективное сохранение цвета без длительного повреждения материала реставрации. Для индивидуальной профилактики можно использовать зубные щетки любой формы и конструкции. Для профессиональной профилактики авторами рекомендуется использовать мелкодисперсные порошки для пескоструйных аппаратов. Для лабораторной очистки следует прибегать к щадящим методам очистки (ультразвуковая ванна).

Что касается отдельных протоколов профилактики, то не было выявлено значимых различий в шероховатости поверхности после чистки зубов ручной и электрической щеткой, хотя значения шероховатости поверхности после применения ультразвуковых зубных щеток были несколько выше. Из-за короткого периода исследования авторы затрудняются с выводом, увеличиваются ли значения шероховатости поверхности пропорционально периоду их применения или нет. Поэтому необходимо провести дополнительные исследования, чтобы дать четкие рекомендации и уточнить этот вопрос.

В этом исследовании было установлено, что лабораторные методы влажной очистки (Sympro, SunSparkle и ультразвуковая ванна), приводят к значительно более низким значениям шероховатости поверхности, чем сухая обработка порошком Al_2O_3 , который оставляет на поверхности ПЭЭК вмятины, сформированные ударами зерна алюминия. По-видимому, жидкость служит защитным барьером, помогающим предотвратить глубокие царапины и надрезы. После очистки с помощью Sympro, где абразивные частицы применяются в сочетании с чистящей жидкостью, поверхности обработанных образцов ПЭЭК, исследованных с помощью СЭМ, имели игловидные вмятины. Наименьшие

значения шероховатости получены после применения ультразвуковой ванны, которая не требует дополнительных чистящих частиц.

Оценивая профессиональные протоколы профилактики, авторы делают вывод о том, что использование Air Flow Comfort приводит к значительно более высоким значениям шероховатости поверхности, чем другие протоколы очистки. Средний размер зерен Air Flow Comfort составляет 40 мкм, что может приводить к повреждению тканей пародонта. Чтобы не допустить повреждения десны, производитель рекомендует применять частицы размером до 14 мкм (Air Flow Plus). За счет этого значения шероховатости поверхности могут быть значительно снижены, но, тем не менее, они сопоставимы с другими методами. Это влияние абразивных порошков на увеличение шероховатости поверхности эмали отмечено и в другом исследовании [162].

Примечательным аспектом является то, что пациенты обычно используют средства индивидуальной гигиены полости рта в среднем два раза в день продолжительностью от 2 до 4 минут, тогда как профессиональная гигиена применяется от 1 до 4 раз в год. Таким образом, можно предположить, что изменения после очистки поверхности с помощью индивидуальной гигиены полости рта более выражены, чем с помощью профессиональной или лабораторной обработки с применением различных аппаратов. Как уже упоминалось выше, шероховатость поверхности материала зубного протеза влияет на адгезию бактерий и образование биопленки. В связи с этим, в повседневной клинической практике следует избегать использования методов очистки, оказывающих деструктивное влияние на поверхность протезов.

Для индивидуальной гигиены зубных протезов из термопластических полимеров необходимо использовать специальные двусторонние щетки-ершики, имеющие мягкую щетину или пользоваться универсальными зубными щетками с мягкой степенью жесткости. Из лабораторных методов следует избегать применения порошка Al_2O_3 , поскольку он вызывает высокие значения шероховатости поверхности. Для стоматологов предпочтительнее использовать инструменты, такие как Perio Soft–Scaler и SunSparkle, а устройства для

воздушно-абразивной очистки, такие как Air Flow Comfort и Air Flow Plus, не следует применять без окончательной полировки.

Таким образом, ПЭЭК, как и любой другой материал для изготовления зубных протезов подвергается износу и образованию биопленки. Скорость развития зубного налета зависит от свойств материала, исходного качества полирования поверхности, уровня индивидуальной гигиены пациентов. В настоящее время нет надежных данных относительно эффективных методов очистки ПЭЭК и их влияния на шероховатость поверхности, что указывает на актуальность дальнейших исследований.

Таким образом, результаты исследований по применению ПЭЭК в ортопедической стоматологии не очень многочисленны.

Актуальными вопросами являются изучение механизмов сцепления ПЭЭК с облицовочными композитными материалами, разработка алгоритмов окончательной обработки поверхности этого полимера, исследование адгезии к нему микроорганизмов и поиск эффективных способов удаления биопленки с протезов из ПЭЭК.

На ряде клинических примеров продемонстрировано, что прочность ПЭЭК позволяет производить съемные протезы с минимальным покрытием десны, эстетичными кламмерами и замковыми креплениями из того же материала. Однако требуется проведение дальнейших исследований для оценки эффективности кламмеров из ПЭЭК для удержания съемных конструкций.

Необходимо провести рандомизированное клиническое исследование, чтобы оценить результаты ортопедического лечения пациентов с применением частичных съемных зубных протезов из ПЭЭК по сравнению с традиционными конструкциями с точки зрения их функциональности и надежности.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для достижения поставленных задач была проведена серия исследований, включающая следующие этапы:

1. Лабораторный
2. Клинический

2.1. Лабораторное исследование

Лабораторные методы исследования для решения поставленных задач включали:

- Определение адгезионной прочности на сдвиг
- Растровую электронную микроскопию
- Микробиологические исследования

2.1.1. Характеристика полимерных материалов, используемых в работе

Для исследования нами были выбраны четыре вида полимерных материалов, используемых в стоматологии:

- 1) «DENTAL D» фирма - производитель «Quattro Ti», Италия, материал на основе полиоксиметилена (полиформальдегид) – термопласт, тип 3 по ISO 1567-99.
- 2) «Bio XS» фирма - производитель «Bredent», Германия, материал на основе полиэфирэфиркетона – термопласт, тип 3 по ISO 1567–99.
- 3) «Dentokeep PEEK» фирма - производитель «Nt-trading» Германия, материал на основе полиэфирэфиркетона – термопласт тип 3 по ISO 1567–99.
- 4) «Vertex rapid simplified» фирма - производитель «Vertex Dental», Нидерланды, пластмасса на основе полиметилметакрилата, горячей полимеризации, тип 1, класс 1 по ISO 1567–99.

В таблице 1 приведены характеристики использованных в работе материалов по данным, представленным производителями и полученным из литературных источников [46, 81, 96, 115, 168, 227, 287].

Таблица 1. Свойства полимерных материалов, использованных в работе

Наименование	«Vertex rapid simplified»	«DENTAL D»	«Bio XS», «Dentokeep PEEK»
Химическое соединение	ПММА	ПОМ	ПЭЭК
Класс по ISO 1567–99	тип 1, класс 1	тип 3	тип 3
Структура	аморфная	кристаллическая (степень кристалличности более 80%)	полукристаллическая (степень кристалличности 30-35%)
Модуль упругости (модуль Юнга)	2,7 ГПа	3,3 ГПа	3,8 ГПа
Прочность: -при растяжении -при сжатии -при изгибе	70 МПа	68 МПа	100 МПа
	105 МПа	129 МПа	118 МПа
	90 МПа	119 МПа	165 МПа
Твёрдость по ISO 2039-1:2001 (метод вдавливания шарика)	180 Н/мм ²	140 Н/мм ²	210 Н/мм ²
Линейный коэффициент теплового расширения	$6 \cdot 10^{-5}$ 1/К	$11 \cdot 10^{-5}$ 1/К	$5 \cdot 10^{-5}$ 1/К
Плотность	1,19 кг/см ³	1,42 г/см ³	1,30 г/см ³
Температура плавления	160°C	180 °C	335°C
Температура стеклования	105°C	-60 °C	143°C
Максимальная температура при эксплуатации	80°C	100°C	260°C
Водопоглощение (при 23°C, отн. влажности 50% DIN EN ISO 62)	0,3%	0,2%	0,1%

Из представленных данных следует, что все материалы соответствуют требованиям утвержденных стандартов (ГОСТ 31572-2012, ISO 1567:1999) для полимерных базисных материалов 1 и 3 типов, согласно которым прочность при

изгибе должна быть не менее 65 МПа, модуль упругости при изгибе - не менее 2000 МПа, а количество остаточного мономера, которое является предельно допустимым - не более 2,2% от массы готового изделия [22].

«Vertex rapid simplified» «Vertex Dental» (рис. 4) – базисная пластмасса горячей полимеризации на основе полиметилметакрилата. Применяется для изготовления полных и частичных съемных протезов, базисов бюгельных протезов с укороченным и простым режимом полимеризации. Это двухкомпонентная система, которая включает жидкость и порошок (мономер и полимер). Не содержит кадмия, применяется в методике прессования. При точном соблюдении технологии применения наличие остаточного мономера в готовом изделии по данным производителя не превышает 1,5%.



Рисунок 1. Материал «Vertex rapid simplified» («Vertex Dental», Нидерланды)

Материал «Dental D» «Quattro Ti» – это термопластичный полимер на основе полиоксиметилена (полиформальдегида), синтетического линейного полимера, получаемого газофазной полимеризацией формальдегида (рис.2). Степень кристалличности составляет более 80%. Используется для изготовления различных ортопедических конструкций и их элементов, таких как: опорно–удерживающие и фиксирующие элементы, каркасы частичных съемных и бюгельных протезов, временные коронки и мостовидные протезы, индивидуальные абатменты.



Рисунок 2. Материал Dental D («Quattro Ti», Италия)

«Bio XS» «Bredent» (рис.3) – это пигментированный, полукристаллический термопласт на основе полиэфирэфиркетона, выпускается в форме гранулированного материала. Применяется для изготовления каркасов безметалловых конструкций при создании коронок и мостовидных протезов, имеющих не более одного промежуточного элемента, замковых креплений, телескопических конструкций.



Рисунок 3. Материал «Bio XS» («Bredent», Германия)

«Dentokeep PEEK» «Nt-trading» (рис.4) – это биополимер на основе полиэфирэфиркетона (ПЭЭК), выпускается в виде заготовок для фрезерования. Материал имеет высокий коэффициент прочности и упругости, обладает высокой стойкостью к износу и истиранию. Таким образом, конструкции из

ПЭЭК прочные (170 Мпа), но легкие и гибкие, что является комфортным для пациента. Дополнительным преимуществом является гипоаллергенность материала, что делает конструкции из ПЭЭК альтернативным решением для пациентов с аллергией на металл и акриловые пластмассы. Применяется для изготовления съемных и несъемных конструкций каркасов протезов для долгосрочного использования.



Рисунок 4. Материал «Dentokeep PEEK» («Nt–trading», Германия)

2.1.2. Методы лабораторных исследований

Методы и общий объем проведенных экспериментальных исследований представлены в таблице 2.

Таблица 2. Методы и объем проведенных экспериментальных исследований

№ п/п	Методы исследования	Количество подготовленных образцов	Количество исследований
1	Определение прочности на сдвиг	120	60
2	Растровая электронная микроскопия	24	144
3	Микробиологические исследования	144	240

Методика изучения силы адгезии между двумя полимерными материалами

Основным недостатком ПЭЭК как конструкционного материала для зубных протезов являются сероватый цвет и непрозрачность, что снижает его

эстетические свойства и требует дополнительной облицовки композитами. Однако инертная и гидрофобная поверхность ПЭЭК ухудшает его соединение с другими стоматологическими материалами [259, 273, 274, 276]. Другой проблемой является соединение конструктивных элементов зубных протезов из ПЭЭК с акриловыми базисами и искусственными зубами, так как показатели адгезии между термопластическими материалами и акрилатами достаточно низкие [311].

Для решения проблемы адгезии ПЭЭК с композитами и акриловыми пластмассами было предложено множество методик предварительной обработки его поверхности, но до настоящего времени эта проблема полностью не решена, что и определило проведение данного экспериментального исследования.

Для измерения силы адгезии методом определения прочности на сдвиг нами были изготовлены цилиндрические образцы из следующих материалов: «Dental D», «Bio XS», «Dentokeep PEEK». Всего было взято по 10 образцов каждого материала диаметром 25 мм и высотой 8 мм (рис.5).



Рисунок 5. Образцы для проведения измерения силы адгезии

Далее проводили пескоструйную обработку поверхности образцов окисью алюминия при давлении не более 2 атм и размером частиц 110 микрон. Остатки окиси алюминия с поверхности образцов убирали сильной струей воздуха. Затем на поверхность образцов наносили светоотверждаемый праймер «Visiolink®»

(«Bredent», Германия), в состав которого входят: метилметакрилат, пентаэритритолтриакрилат, фотоинициатор дифенил (2,4,6, -триметилбензоил) фосфиноксид. Фотополимеризацию осуществляли в лампе «Полилюкс 2» фирмы «Bredent» (рис.6) в течение 90 сек.

В качестве композитных образцов использовали материал «Filtek Ultimate» в виде столбиков диаметром 3,14 мм, которые приклеивали на поверхность исследуемых образцов из «Dental D», «Bio XS», «Dentokeep PEEK». До проведения испытаний образцы оставляли в водяной ванне в течение 24 часов при температуре 37° С.



Рисунок 6. Лампа «Полилюкс 2» фирмы «Bredent»

Затем образцы доставали из воды, высушивали и помещали в прибор для измерения прочности связи при сдвиге Shear Bond Tester фирмы «Bisco» (рис.7).



Рисунок 7. Аппарат для измерения прочности при сдвиге Shear Bond Tester фирмы «Bisco»

Постепенно давление на композитный цилиндр повышалось до тех пор, пока не происходила деструкция сцепления композита с образцами. На этом этапе регистрировалась сила адгезии в Ньютонах (Н). Разрушающее напряжение при сдвиге (Р, МПа) определяли по формуле:

$$P = F / S,$$

где F – разрушающая сила (Н);

S – площадь склеивания (мм²).

За результат испытания принимали среднее арифметическое значение прочности соединения всех испытанных образцов в группе.

Аналогичным образом исследовали силу адгезии образцов из «Dental D», «Bio XS», «Dentokeep PEEK» с акриловой пластмассой. Для проведения испытаний на обработанные абразивом и покрытые праймером образцы из «Dental D», «Bio XS», «Dentokeep PEEK» приклеивали столбики такого же диаметра из акрила «Vertex rapid simplified». После выдерживания в водяной ванне в течение 24 часов при температуре 37° С образцы высушивали и помещали в аппарат для измерения прочности при сдвиге.

Методика растровой сканирующей электронной микроскопии поверхности полимерных образцов

В настоящее время данных о наиболее эффективных методах полировки ПЭЭК недостаточно, несмотря на высокий потенциал данного материала для протезирования [215]. Зубные техники и стоматологи сталкиваются с проблемой определения адекватного метода полировки из-за множества различных способов и отсутствия точных рекомендаций. Известные полировочные средства, применяющиеся при обработке базисов зубных протезов из термопластических материалов, оставляют микроцарапины и не позволяют добиться гладкой и блестящей поверхности [184], что препятствует широкому применению ПЭЭК для изготовления зубных протезов.

В связи с этим, актуальной задачей является поиск оптимальных способов полировки поверхности ПЭЭК, что позволит существенно повысить качество протезов из этого материала.

Для проведения исследования нами были подготовлены по шесть образцов каждого полимерного материала («Dental D», «Bio XS», «Dentokeep PEEK», «Vertex rapid simplified»). Подготовка поверхности испытуемых образцов к микроскопическому исследованию проводилась в зуботехнической лаборатории кафедры ортопедической стоматологии Первого МГМУ им. И.М. Сеченова.

Для каждого материала мы использовали 3 способа обработки поверхности.

Способ I включал в себя обработку карборундовым камнем в течение 10 секунд и последующую полировку резинкой (группа контроля).

Способ II, помимо обработки карборундовым камнем и полировочной резинкой, включал в себя использование щетки с пастой для полировки съемных протезов «Blue Shine» (рис.8) и финишную обработку щеткой–пуховкой.



Рисунок 8. Паста для полировки съемных протезов «Blue shine» («Yamahachi», Япония)

Способ III отличался от способа II тем, что после обработки карборундовым камнем и полировочной резинкой проводили полировку с пастой «Полисет № 4» (рис.9) с последующей обработкой щеткой–пуховкой. В состав пасты «Полисет № 4», предназначенной для обработки изделий из пластмасс, входят: абразивы различной природы; поверхностно активные вещества; воск; стеарин; парафин. Содержит водорастворимый пастообразователь.



Рисунок 9. Паста для полировки съемных протезов из пластмассы «Полисет № 4», («ВладМиВа», Россия)

Исследование поверхности проводили с помощью метода растровой (сканирующей) электронной микроскопии на электронном зонде JXA-8100 (фирма «Jeol», Япония, рис. 10).



Рисунок 10. Электронный зонд JXA-8100 (фирма «Jeol», Япония)

Электронный зонд снабжен энерго-дисперсионной приставкой для растровой микроскопии Oxford (Великобритания). При изучении образцов на электронном микроскопе ускоряющее напряжение составляло 20 кВ, ток электронного пучка $-3,12^9$.

Образцы для данного исследования подготавливались согласно инструкции по эксплуатации электронного зонда JXA-8100 (фирма «Jeol», Япония). Их закрепляли на специальном держателе, затем для создания электропроводящего слоя с помощью вакуумного углеродного распылителя на поверхность образцов наносили тонкий слой углерода толщиной 10 нм. Изучение поверхности образцов проводили в двух произвольно выбранных точках, при увеличении в 100, 200 и 400 раз. В результате исследования поверхности образцов оценивали однородность структуры, наличие или отсутствие трещин, неровностей, пор.

Методы экспериментальных микробиологических исследований

Для экспериментального микробиологического исследования нами были взяты штаммы бактерий *Staphylococcus aureus* (штамм № 6538–Р ATCC) и *Escherichia coli* (штамм № 25922 ATCC), а также грибов *Candida albicans* (штамм № 24433 ATCC).

Выбор штаммов для проведения исследования *in vitro* был обоснован современными научными данными о биологической роли этих видов в колонизации материалов съемных зубных протезов и участии в развитии дисбиоза полости рта и осложнений воспалительного характера после проведения протезирования [9, 39, 56, 110, 126, 180, 307].

Escherichia coli не является типичным представителем орального микробиома, тем не менее в литературе приводятся данные о ее выявлении в полости рта у лиц, пользующихся съемными зубными протезами, что свидетельствует о развитии выраженного дисбиоза [153, 263, 268].

Штамм грибов *Candida albicans* был выбран для проведения исследований, так как колонизация материалов зубных протезов *Candida albicans* является одним из основных этиологических факторов развития протезного стоматита, который выявляется у 24–75% лиц, пользующихся съемными зубными протезами [224, 243, 271, 305]. Способность *Candida albicans* к переходу от комменсала к патогену в первую очередь обусловлена способностью этих грибов морфологически переключаться между дрожжевой и гифальной формами.

Staphylococcus aureus является грамположительной бактерией, персистирующей на поверхности кожи и слизистых оболочках человека. Исследования показали высокую распространенность *S. aureus* на слизистой оболочке рта у лиц, пользующихся зубными протезами [133, 146, 241]. Кроме того, имеются данные о высокой степени взаимосвязи между *S. aureus* и *C. albicans* в колонизации слизистой оболочки рта у лиц, имеющих зубные протезы [57].

Candida albicans и *Staphylococcus aureus* считаются ведущими условно-патогенными грибковыми и бактериальными патогенами соответственно,

главным образом, благодаря их способности образовывать биопленки. Адгезия дрожжевых клеток к субстрату сопровождается пролиферацией и образованием гиф, что приводит к сети клеток, встроенных в матрицу. При совместном существовании *Candida albicans* и *Staphylococcus aureus* в биопленке полисахаридная межклеточная матрица, образованная грибами, обеспечивает бактериям повышенную устойчивость к гигиеническим средствам и противомикробным препаратам [133].

В задачи микробиологического исследования входила сравнительная оценка индексов первичной адгезии выбранных штаммов микроорганизмов и грибов к различным полимерным материалам, а также изучение антимикробной эффективности гигиенических средств по уходу за съемными зубными протезами: раствора активного очистителя для зубных протезов «Protefix» и антибактериального жидкого мыла.

Очиститель для зубных протезов «Protefix» (рис. 11) выпускается в виде таблеток. В состав препарата входят бикарбонат натрия, калия кароат, натрия перборат, лимонная кислота, натрия лаурилсульфат, ароматизатор, CI 73015. При взаимодействии основных компонентов препарата с водой начинается активное выделение кислорода, который проникает в микропоры по всей поверхности протеза и очищает его без дополнительного абразивного действия, поэтому не повреждает поверхностную структуру материала зубных протезов.



Рисунок 11. Активный очиститель для зубных протезов «Protefix»

Состав антибактериального жидкого мыла включал: sodium laureth sulfate, sodium chloride, undecylenamidopropyltrimonium methosulfate, glycerin, cocamidopropyl betaine, sodium hydroxymethylglycinate, cocamide DEA, PEG-7 glyceryl cocoate, propylene glycol, ethylhexylglycerin, octenidine hcl, citric acid, PEG-120 methyl glucose dioleate, parfum, leptospermum scoparium (manuka) oil. Активным компонентом является уникальный антибактериальный комплекс ClearaSept, обладающий антибактериальной активностью в отношении тринадцати вирулентных патогенов: золотистого стафилококка, кишечной палочки, споровой микрофлоры bacillus cereus, грибка Candida albicans, энтерококка, пневмококков, пептострептококков, неферментирующих грамотрицательных бактерий, коринебактерий, пептококков, синегнойной палочки, дрожжеподобных грибов и дерматофитов. Имеет мягкое очищающее и увлажняющее действие, обладает пролонгированным антибактериальным действием.

Микробиологическое исследование проводили на базе Испытательного Лабораторного Центра ФБУЗ «Центр гигиены и эпидемиологии в городе Москве».

Для проведения исследования было изготовлено по 36 образцов округлой формы, диаметром 10 мм из четырех вышеописанных материалов, использующихся в ортопедической стоматологии: «Dental D» на основе полиоксиметилена, «Bio XS» и «Dentokeep PEEK» на основе полиэфирэфиркетона, «Vertex rapid simplified» на основе полиметилметакрилата. Всего было изготовлено 144 образца.

Обработку поверхности исследуемых образцов проводили согласно рекомендациям фирм–производителей до состояния глянца («зеркального блеска»), которое определяли визуально. Качество полировки поверхности оценивали на электронном микрозонде «JXA–8100» методом растровой электронной микроскопии при увеличении в 100, 200 и 400 раз.

Далее по 12 образцов каждого материала помещали во взвеси культур *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, *Candida albicans*. Число бактерий в 1 мл

взвеси составляло 10^8 КОЕ/мл. После экспозиции в течение одного часа все образцы промывали стерильной водой в течение 3 мин. Затем по 4 образца каждого материала из каждой бактериальной взвеси помещали в пробирки с различными средствами по гигиеническому уходу за съемными зубными протезами: раствором активного очистителя для зубных протезов «Protefix» и антибактериальным жидким мылом с экспозицией 15 мин. Группой контроля являлись 48 образцов, которые не обрабатывали антибактериальными средствами.

Для последующего культивирования все образцы материалов помещали в питательные среды: бульон Сабуро (контроль роста *Candida albicans*) и 2% простой питательный бульон (контроль роста *Escherichia coli* и *Staphylococcus aureus*) на 24 часа в термостат при температуре 37°C. Затем из каждой питательной среды с образцами производили высев на плотные питательные среды: агар Эндо для *E. coli*, желточно–солевой агар для *St. aureus*, агар Сабуро – для *Candida albicans*.

При проведении исследования за основу была взята методика В.Н. Царёва (2008) по изучению адгезии микроорганизмов, которая позволяет соотнести количество микроорганизмов, нанесенных на образцы материалов, с количеством прилипших бактерий из расчета на 1 см² [111, 113]. После окончания времени культивирования, производили расчет количества изолированных колоний, выросших из бактерий, которые прилипли к образцу материала, в пересчете на 1 см² образца. Полученные данные выражали через десятичный логарифм (lg) количества колониеобразующих единиц (КОЕ).

Индекс адгезии определяли, как частное от деления полученного значения на десятичный логарифм концентрации бактерий (грибов) в исходной взвеси, нанесенной на образец материала:

$$I_a = \lg A / \lg N,$$

где I_a – индекс адгезии; A – число прилипших бактерий; N – количество бактерий в исходной взвеси.

На основании полученных значений индекса первичной адгезии проводили оценку степени адгезии микроорганизмов по критериям, описанным

А.Г. Трефиловым (2012): низкая (при значениях индекса до 0,27), умеренная (0,28-0,69) и высокая степень (выше 0,70) [99].

2.2. Клиническое исследование

Для выполнения поставленных задач нами было проведено проспективное рандомизированное исследование в параллельных группах. Исследование проводили на базе кафедры ортопедической стоматологии ФГАОУ ВО Первого МГМУ им. И. М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет).

В процессе клинического исследования было проведено обследование и ортопедическое лечение 48 пациентов обоего пола в возрасте от 40 до 70 лет с частичным отсутствием зубов, обратившихся за ортопедической помощью в Стоматологический центр в 2015–2018 гг.

2.2.1. Характеристика клинического материала

Включение пациентов в исследование проводили с учетом следующих критериев:

- * наличие письменного информированного согласия пациента на участие в исследовании;
- * лица мужского и женского пола в возрасте 40–70 лет;
- * частичное отсутствие зубов на верхней и/или нижней челюсти (I – IV класс Кеннеди), протяженностью дефекта не менее 4 зубов;

Критерии невключения:

- * возраст моложе 40 и старше 70 лет;
- * полное отсутствие зубов;
- * наличие общесоматических заболеваний;
- * заболевания слизистой оболочки рта;
- * острые инфекционные заболевания;
- * наличие аллергических реакций в анамнезе

Критерии исключения

- * отказ пациента от дальнейшего участия в исследовании
- * выявление аллергической реакции на остаточный мономер
- * несоблюдение правил гигиенического ухода за полостью рта

Группы пациентов

Исходя из задач исследования, после клинического осмотра все пациенты случайным образом были разделены на две равные группы. Основную группу №1 составили пациенты, которым были изготовлены зубные протезы из термопластичного полимера ПЭЭК.

В группе сравнения №2 пациентам были изготовлены зубные протезы из акрилового полимера по классической технологии. В качестве материала для изготовления съемных протезов в группе сравнения был выбран акрил, т.к. до сих пор во многих клиниках он является единственным материалом для изготовления базисов протезов ввиду своей низкой стоимости и простой технологии изготовления.

Все участники исследования были ознакомлены с протоколом исследования и подписали добровольно информированное согласие. Исследование было одобрено локальным этическим комитетом по этике ГАОУ ВО Первого МГМУ им. И. М. Сеченова от 10.10.2018.

2.2.2. Основные клинические методы обследования пациентов

Клиническое обследование пациентов проводили по общепринятой методике, включающей: изучение анамнеза, анализ жалоб пациентов, внешний осмотр челюстно–лицевой области, осмотр полости рта, оценка состояния зубов, зубных рядов, тканей пародонта, определение гигиенического состояния полости рта, изучение гипсовых моделей челюстей, рентгенографию зубов, челюстей. Стоматологический осмотр проводили при искусственном освещении с использованием стоматологического зеркала и зонда с определением стандартных индексов.

По окончании изготовления зубных протезов, пациенты были проинструктированы о правилах пользования протезами, надлежащей гигиене полости рта, были проинформированы о существующих средствах и режимах гигиены. На следующие сутки после наложения съемных конструкций протезов проводили плановый осмотр, потом пациенты были назначены на контрольные осмотры для динамического наблюдения.

Коррекцию съемных зубных протезов проводили при наличии жалоб через 1, 3, 7 суток после наложения протезов. Визуальную оценку протеза проводили через 1, 6 и 12 месяцев после протезирования. Обращали внимание на цвет базиса, наличие царапин и шероховатости, отмечали количество коррекций, наличие или отсутствие поломок.

Оценка клинической эффективности проведенного лечения основывалась на выявлении качественных характеристик съемного протеза в ходе контрольных осмотров и по результатам анкетирования пациентов; объективной оценке состояния слизистой оболочки рта, опорных зубов и тканей пародонта; по результатам гигиенического состояния полости рта и зубных протезов (таблица 3).

Таблица 3. Методы и объем проведенных клинических исследований

Методы исследования	Сроки исследования	Количество исследований
Клиническое обследование по традиционной методике	До лечения, через 1, 6 и 12 мес. после лечения	192
Визуальная оценка протезов с определением индекса гигиены протезов (Трезубов В.В. с соавт., 2010)	Через 1, 6 и 12 мес. после лечения	162
Анкетирование пациентов	Через 12 мес. после лечения	48

Методика анкетирования

Отзывы пациентов о результатах лечения и данные субъективных ощущений были положены в основу анкетирования. Для оценки результатов ортопедического лечения нами была разработана анкета для пациентов, которая представлена в Приложении 1. Анкета содержала вопросы, позволяющие оценить сроки адаптации, основные жалобы при пользовании съёмными протезами из данных материалов, оценить качество изготовления и их гигиеническое состояние, условия хранения и соблюдения требований по уходу за съёмными конструкциями.

Методика оценки уровня гигиены

Продолжительность срока службы зубных протезов из термопластических материалов зависит от качества гигиенического ухода за конструкцией, поэтому особое внимание уделяли оценке уровня гигиены полости рта и обучению уходу за протезами.

Гигиеническое состояние полости рта оценивали по индексу Silness–Loe (1964), который основан на определении количества мягкого зубного налета в придесневой области.

После тщательного высушивания исследуемой поверхности кончиком зонда проводили в пришеечной области зубов со всех четырех поверхностей и результаты оценивали в баллах.

0 – на кончике зонда нет налета;

1 – налет визуально не определяется, только при движении кончика зонда;

2 – умеренное накопление зубного налета в десневом кармане, на поверхности десны и/или зуба, определяемое визуально (без зондирования);

3 – интенсивное в избытке отложение зубного налета на поверхности зуба, десневого кармана, десневого края.

Сумму показателей в области всех зубов делили на количество зубов.

Интерпретация индекса:

0 – отличный уровень гигиены;

0.1–0.9 – хороший уровень гигиены;

1.0–1.9 – удовлетворительный уровень гигиены;

2.0–3.0 – неудовлетворительный уровень гигиены.

Оценку гигиенического состояния съемных протезов определяли по методике, предложенной В.В. Трезубовым с соавт. в 2010 году [98]. Указанный метод определения гигиенического состояния съемной ортопедической конструкции прост в использовании, не требует существенных временных затрат и одинаково показателен при изучении гигиенического состояния как полных, так и частичных съемных протезов.

Для определения индекса проводили окрашивание съемных зубных протезов с помощью 2% раствора Люголя. Раствор наносили мягкой кисточкой, в то время как протез удерживался за нить, которая петлей охватывала его. Через 2–3 мин после окрашивания конструкцию промывали в емкости с теплой водой. При этом проявлялась пигментация в области расположения мягкого налета и в участках с повреждением полированного слоя.

Уровень гигиенического состояния ортопедической конструкции определялся в зависимости от площади налета на протезе:

- от 0 до 10% – высокий уровень гигиены протеза;
- свыше 10%, до 30% – удовлетворительный уровень гигиены протеза;
- свыше 30%, до 50% – низкий уровень гигиены протеза;
- свыше 50%, до 100% – очень низкий уровень гигиены протеза.

Расчет проводили отдельно для наружной и внутренней поверхностей съемных протезов, после чего усредняли.

Методика оценки состояния тканей пародонта

Состояние тканей пародонта исследовали по индексу CPITN (Ainamo J. et al., 1982) с помощью специального пуговчатого зонда в области 10 зубов: 17, 16, 11, 26, 27, 37, 36, 31, 46, 47.

Оценку проводили по следующим критериям:

- 0 – отсутствие признаков воспаления;
- 1 – кровоточивость при зондировании;
- 2 – наличие зубного камня;
- 3 – пародонтальный карман глубиной 4–5 мм;
- 4 – пародонтальный карман глубиной 6 мм и более.

Если какой-либо из указанных зубов отсутствовал, то осматривали зуб, стоящий рядом в зубном ряду. При отсутствии рядом стоящего зуба ячейку перечеркивали по диагонали и не включали в сводные результаты.

2.2.3. Клинико-лабораторные этапы изготовления съемных протезов

Выбор конструкции съемного зубного протеза для лечения пациентов с частичным отсутствием зубов осуществляли с учетом топографии дефектов зубных рядов, состояния пародонта и твердых тканей сохранившихся зубов и их антагонистов, формы альвеолярных гребней в беззубых участках и степени их атрофии, состояния протезного ложа и слизистой оболочки рта, ее податливости.

Клинико-лабораторные этапы изготовления съемного протеза из полиэфирэфиркетона

Для изготовления съемных протезов пациентам основной группы №1 применяли материал на основе полиэфирэфиркетона «Dentokeep РЕЕК» фирмы «Nt-trading» (Германия) в виде блоков для фрезерования толщиной от 14 до 18 мм, диаметром 98,5 мм.

Ортопедическое лечение включало ряд этапов: снятие оттисков, получение модели, ее сканирование, моделирование каркаса, его фрезерование, определение центральной окклюзии (или центрального соотношения) челюстей, проверка

каркаса съемного протеза в полости рта, припасовка и наложение съемного зубного протеза.

При изготовлении съемных протезов из материала группы полиэфирэфиркетонов «Dentokeep РЕЕК» снимали оттиски, используя альгинатную оттискную массу «Kromopan 100» фирмы «Lascod». Затем изготавливали индивидуальные ложки для уточнения границ протезного ложа и снимали функциональные оттиски силиконовым материалом низкой степени вязкости Elite HD+Light Body фирмы Zhermack. Далее оценивали качество оттиска: наличие пор, точность отображения рельефа слизистой оболочки рта и протезного ложа.

Затем проводили предварительное сканирование оттиска или гипсовой модели для изготовления 3D модели с помощью 3D сканера «Identica T500», производитель «Medit» (Южная Корея) (рис.12).

3D сканер Identica T500 использует камеры на 2.0 Мп, поэтому данные сканирования очень чистые и четкие. Сканирование отпечатка полностью автоматизировано за счет трехосевого плеча и автоматической двухсторонней съемки. Такая система позволяет делать снимки сразу с двух сторон за один шаг.



Рисунок 12. 3D сканер «Identica T500», производитель «Medit»

После сканирования получали 3D модель и производили моделирование каркаса съемного протеза с помощью программы «Exocad partial CAD» (рис.13).

Процесс моделирования каркаса съемного протеза состоял из нескольких этапов:

- ориентация 3D модели в виртуальном пространстве для определения единственного «пути введения» протеза;
- автоматическое определение зон поднутрений и при необходимости коррекция «пути введения»;
- определение линии расположения опорно-удерживающих кламмеров на опорных зубах с учетом локализации и выраженности зон поднутрений;
- размещение седел в области отсутствующих зубов;
- размещение коннекторов и дуг.

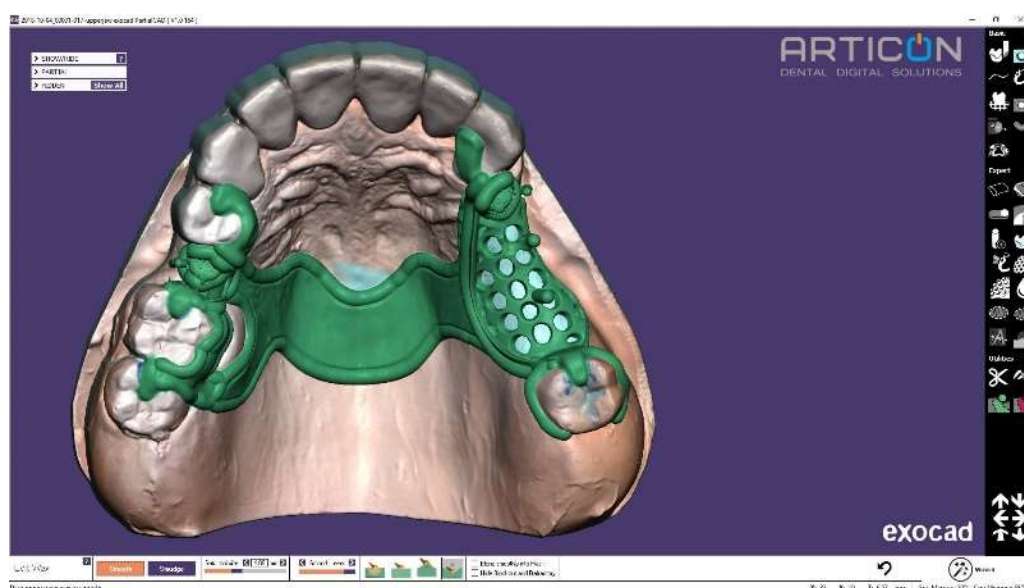


Рисунок 13. Моделирование каркаса съемного протеза в программе «Exocad partialCAD»

Далее приступали к фрезерованию каркаса съемного протеза с использованием фрезерного станка «Coritex 350i» («Imes-icore», Германия, Регистрационное удостоверение № РЗН 2013/827 Росздравнадзора от 8 июля

2013 г.), который подходит для обработки всех существующих материалов, использующихся для методики CAD/CAM (рис.14).



Рисунок 14. Фрезерный станок «Coritec 350i» фирмы «Imes-icore» (Германия)

Данный аппарат позволяет проводить одновременное фрезерование в пяти осях с возможностью работы под углом свыше 30° в сухом и мокром режимах. Фрезерование ортопедических конструкций производили в зуботехнической лаборатории «Артикон».

Затем осуществляли примерку каркаса протеза из ПЭЭК в полости рта, уточнение цвета и формы искусственных зубов.

В лаборатории проводили обработку поверхности каркаса из ПЭЭК, которая заключалась в нанесении насечек фрезой на каркас и седла съемного

протеза, которые служили ретенционными пунктами для соединения ПЭЭК с композитом для облицовки и искусственными зубами.

С целью повышения адгезии ПЭЭК с композитной облицовкой проводили пескоструйную обработку поверхности протеза с использованием окиси алюминия (при давлении не более 2 атм и размером частиц 110 микрон) с последующим нанесением праймера «Visiolink®» (фирма «Bredent», Германия).

Проводили моделировку воскового базиса и постановку искусственных гарнитурных композитных зубов (фирма «Candulor», Швейцария) в области седловидных частей каркаса протеза.

Затем проверяли конструкцию в полости рта пациента.

Далее в лаборатории производили выплавление воска, фиксацию гарнитурных зубов на композитный материал «Anaxblend» («Anaxdent», Германия), облицовку базиса в области отсутствующих зубов, полимеризацию композита (рис.15). Технология нанесения композита согласована с рекомендациями всех основных производителей данных материалов.

Затем проводили финишную обработку съемного протеза.



Рисунок 15. Съемные протезы из материала «Dentokeep PEEK» «Nt-trading»

Далее осуществляли припасовку и наложение съемного протеза в полости рта (рис.16).



Рисунок 16. Съемные протезы из «Dentokeep PEEK» припасованы в полости рта

Клинико-лабораторные этапы изготовления протезов из акриловой пластмассы

В группе сравнения №2 лечение пациентов с частичным отсутствием зубов проводили съемными протезами из акриловой пластмассы «Vertex rapid simplified» («Vertex Dental», Нидерланды).

Изготовление протезов включало ряд последовательных этапов:

- снятие оттисков
- получение гипсовых моделей
- определение центральной окклюзии (или центрального соотношения) челюстей с помощью восковых базисов с окклюзионными валиками
- загипсовку моделей в артикулятор
- изготовление кламмеров и воскового базиса протеза с искусственными зубами
- проверку восковой конструкции протеза в полости рта
- изготовление съемного протеза из акриловой пластмассы в зуботехнической лаборатории традиционным методом (рис. 17)
- обработку и полировку готового протеза
- припасовку и наложение съемного зубного протеза в полости рта (рис.18).



Рисунок 17. Съемный протез из «Vertex rapid simplified»



Рисунок 18. Съемный протез из «Vertex rapid simplified» в полости рта

2.3. Статистическая обработка результатов исследования

Формирование статистической совокупности осуществляли методом выборочного наблюдения. При расчете репрезентативного объема выборки использовали формулы:

$$n = \frac{p * q * t^2}{\Delta^2} \quad n = \frac{\delta^2 * t^2}{\Delta^2}$$

где:

n - число наблюдений выборочной совокупности;

p - изучаемый относительный показатель;

q - альтернативный признак, или добавление до 1 ($q = 1 - p$);

δ - среднеквадратическое отклонение

Δ - предельно допустимая ошибка ($t * m$).

Статистическую обработку результатов проводили общепринятыми статистическими методами с использованием стандартного блока статистических программ Microsoft Excel (2007) и SPSS Statistics 23. Уровень статистической значимости во всех видах статистического анализа был одинаковым: 95% ($p \leq 0,05$).

Проверку распределения на нормальность проводили с помощью теста Шапиро-Уилка (Shapiro–Wilk) и визуального анализа гистограмм распределения. Если распределение соответствовало критериям нормального, то для сравнения количественных значений в динамике в пределах одной выборки применяли t-критерий Стьюдента для зависимых выборок. Для попарного сравнения независимых выборок дополнительным условием являлось, чтобы дисперсии признака в этих выборках были примерно равны, что проверяли с помощью F-критерия Фишера. Проводили расчет средних значений количественных признаков (M), среднеквадратического отклонения (σ) и стандартной ошибки ($m = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$, где n - объем выборки). Полученные результаты представлены в таблицах и на графиках в виде $M \pm m$.

Если по результатам анализа гистограмм и теста Шапиро-Уилка гипотеза о нормальности распределения отвергалась, для статистического анализа использовали непараметрический критерий Краскела-Уоллиса (Kruskal-Wallis). Данный критерий является многомерным обобщением критерия Уилкоксона-Манна-Уитни и предназначен для проверки равенства медиан нескольких выборок. В качестве меры центральной тенденции использовали медиану, а величина рассеяния характеризовалась интерквартильным интервалом между нижним (25%) и верхним (75%) квартилями.

Сравнение частотных характеристик осуществляли с помощью критерия Пирсона χ^2 с поправкой Йейтса на непрерывность.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

3.1. Результаты лабораторных исследований

3.1.1. Результаты исследования прочности соединения образцов из полиэфирэфиркетона и полиоксиметилена с композитом и акриловой пластмассой

Одной из задач настоящего исследования являлось изучение показателей адгезионной прочности соединения образцов из полиэфирэфиркетона и полиоксиметилена с композитом и акриловой пластмассой, которое проводили методом сдвига. Для повышения адгезионной прочности проводили предварительную пескоструйную обработку поверхности образцов, а в качестве связующего агента использовали праймер «Visiolink®».

Нулевая гипотеза данного исследования состояла из двух предположений: 1. различные термопластические полимеры при адгезионной связи с композитом позволяют получить соединение разной степени прочности в соответствии со своими химическими, физическими и механическими свойствами; 2. различные термопластические полимеры при адгезионной связи с акриловой пластмассой образуют соединения разной степени прочности.

Экспериментальное исследование прочности при сдвиге образцов из термопластических полимеров с композитом «Filtek Ultimate» показало, что у образцов из материала «Bio XS» среднее значение силы адгезии оказалось самым высоким и составило $109,5 \pm 2,67$ МПа. У образцов из «Dentokeep PEEK» это значение было ниже – $87,2 \pm 1,6$ МПа, а у «Dental D» наблюдалось наименьшее значение силы адгезии – $80,2 \pm 2,2$ МПа (рис. 19).

Сравнение показателей прочности связи на сдвиг полимерных образцов с композитом по результатам теста Kruskal–Wallis для независимых выборок позволило выявить статистически достоверные различия между показателями прочности, полученными для образцов из «Bio XS» и «Dental D» ($p < 0,001$), «Bio XS» и «Dentokeep PEEK» ($p = 0,005$).

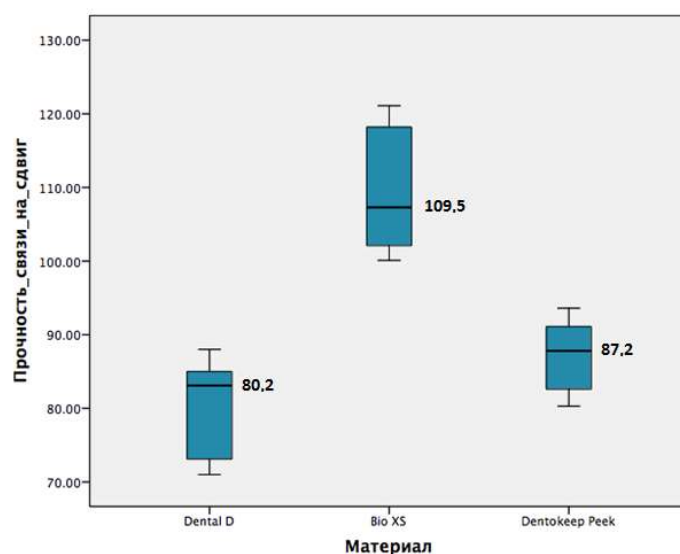


Рисунок 19. Значения показателей прочности на сдвиг исследованных образцов термопластических полимеров с композитом (достоверные различия между «Dental D» и «Bio XS» - $p < 0,001$, «Bio XS» и «Dentokeep PEEK» - $p < 0,005$)

Прочность связи на сдвиг образцов с акриловой пластмассой «Vertex rapid simplified» по результатам проведенного исследования оказалась невысокой для всех исследованных термопластических полимеров. Тем не менее, показатели прочности при сдвиге были различными: для материала «Dental D» – $11,5 \pm 1,19$ МПа, для «Bio XS» – $5,57 \pm 0,39$ МПа, для «Dentokeep PEEK» – $7,93 \pm 0,13$ МПа (рис. 20).

Анализируя полученные данные, можно отметить статистически достоверные различия между показателями прочности на сдвиг с акрилом образцов из полимерных материалов «Bio XS» и «Dental D» ($p < 0,001$), причем для образцов из «Bio XS» получены самые низкие значения, а для образцов из «Dental D» - самые высокие.

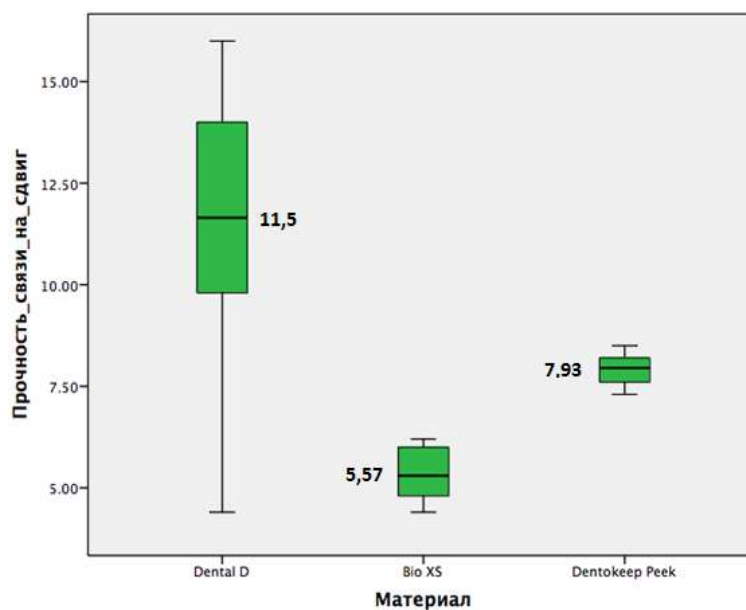


Рисунок 20. Значения показателей прочности на сдвиг изучаемых образцов термопластических полимеров с акриловой пластмассой (достоверные различия между «Dental D» и «Bio XS» - $p < 0,001$)

Таким образом, в результате проведенного исследования оба предположения нулевой гипотезы были приняты, поскольку прочность адгезионного соединения термопластических материалов с композитом и акрилом была различной и зависела от их химической структуры и свойств. Образцы, изготовленные из полиэфирэфиркетона в виде гранул, показали самую высокую прочность соединения с композитом, из ПЭЭК в виде блоков – среднюю, в то время как у полиоксиметилена степень адгезии с композитом была самой низкой. Все исследованные образцы показали достаточно низкие величины прочности адгезионного соединения с акриловой пластмассой, поскольку силы адгезии при этом очень низкие, поэтому для более прочного соединения термопластических полимеров на основе полиоксиметилена и полиэфирэфиркетона с акрилом необходимо применять способы механической ретенции.

3.1.2. Микроструктурный анализ поверхности образцов базисных стоматологических пластмасс в зависимости от способа обработки

Исследование поверхности образцов с помощью растрово-ионной микроскопии позволило провести сравнительную визуальную оценку поверхности образцов из полиэфирэфиркетона и других базисных материалов после применения различных способов окончательной обработки. Уже при стократном увеличении обнаруживались различные дефекты на поверхности всех исследуемых образцов пластмасс. Виды обнаруженных дефектов представлены углублениями, кавернами, неровностями.

Поверхность образцов из «Vertex rapid simplified» после обработки способом I (шлифования карборундовым камнем и полировки резинкой) характеризовалась наличием выраженных продольных и поперечных борозд различной глубины и ширины (рис. 21). После обработки способом II (с добавлением полировки с пастой «Blue Shine» и пуховки) на поверхности материала «Vertex rapid simplified» также обнаруживались множественные борозды, но они были менее глубокими (рис. 22). Наименьшее количество дефектов обнаруживалось на поверхности образцов после обработки способом III с применением полировки с помощью щетки с пастой «Полисет №4» и пуховки (рис. 23).

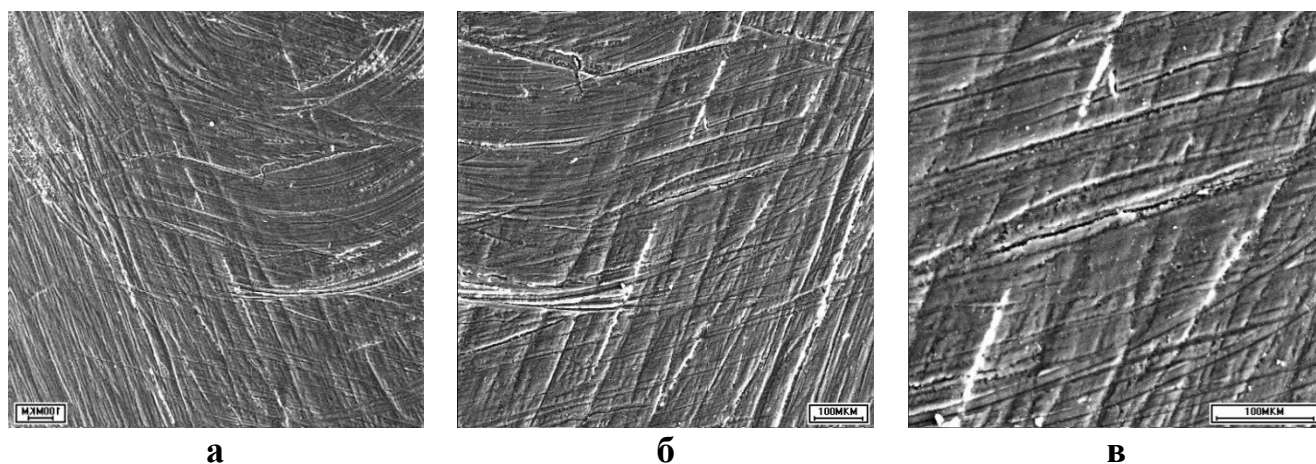


Рисунок 21. Результаты электронно-микроскопического исследования поверхности образцов из «Vertex rapid simplified» после обработки способом I: а – увеличение x100, б – увеличение x200, в – увеличение x400

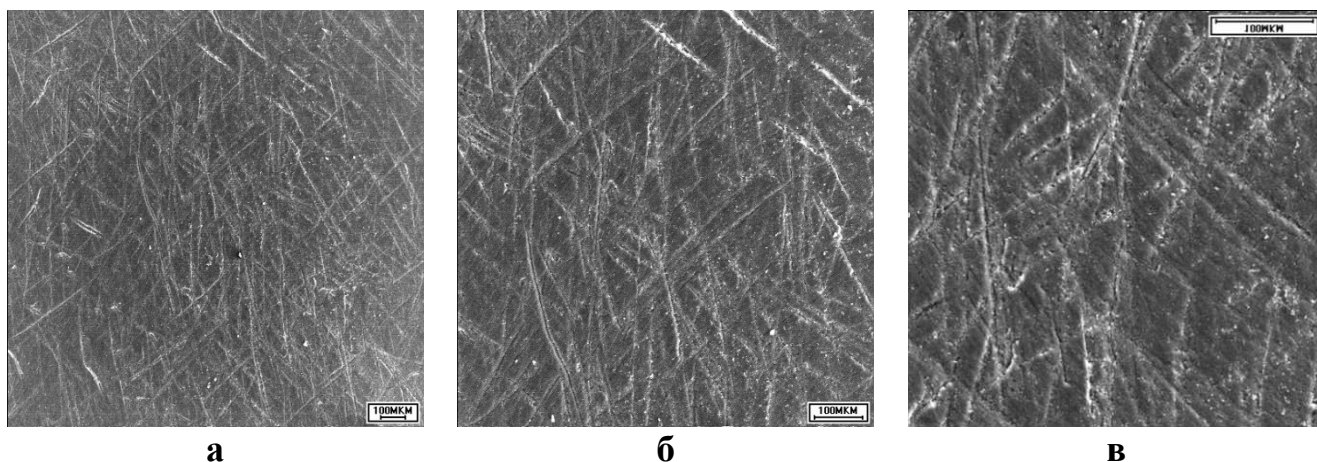


Рисунок 22. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Vertex rapid simplified» после обработки способом II: а – увеличение x100, б – увеличение x200, в – увеличение x400

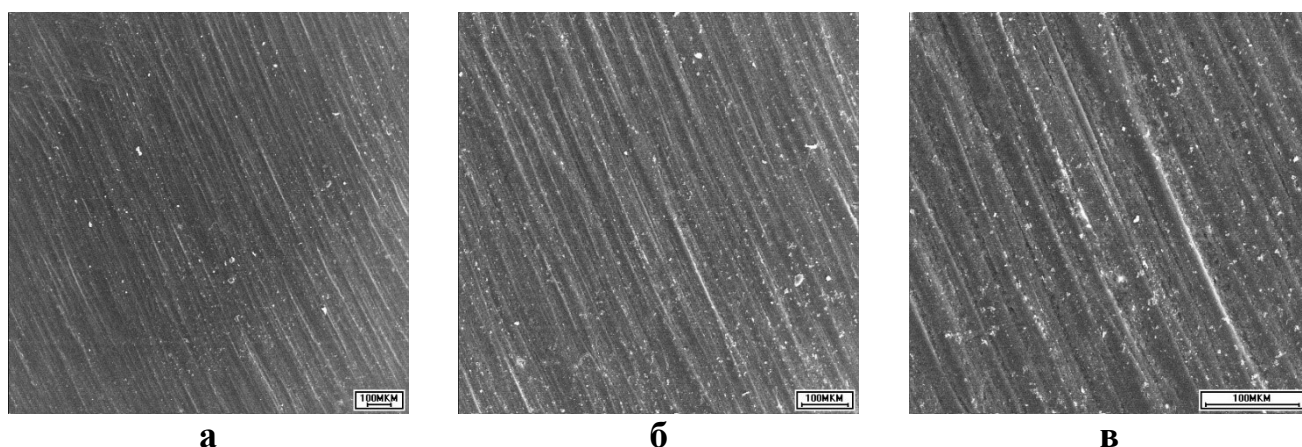


Рисунок 23. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Vertex rapid simplified» после обработки способом III: а – увеличение x100, б – увеличение x200, в – увеличение x400

На поверхности образцов из полиоксиметилена «Dental D» после обработки способом I помимо множественных борозд наблюдались неровности рельефа в виде выступов и впадин (рис. 24). После обработки образцов щеткой с полировочными пастами количество дефектов уменьшалось. Вместе с тем, после применения полировки с пастой «Blue Shine» на поверхности полиоксиметилена сохранялись участки шероховатости и довольно глубокие царапины (рис. 25). Наиболее гладкая поверхность была получена после обработки с применением полировочной пасты «Полисет №4» (рис. 26).

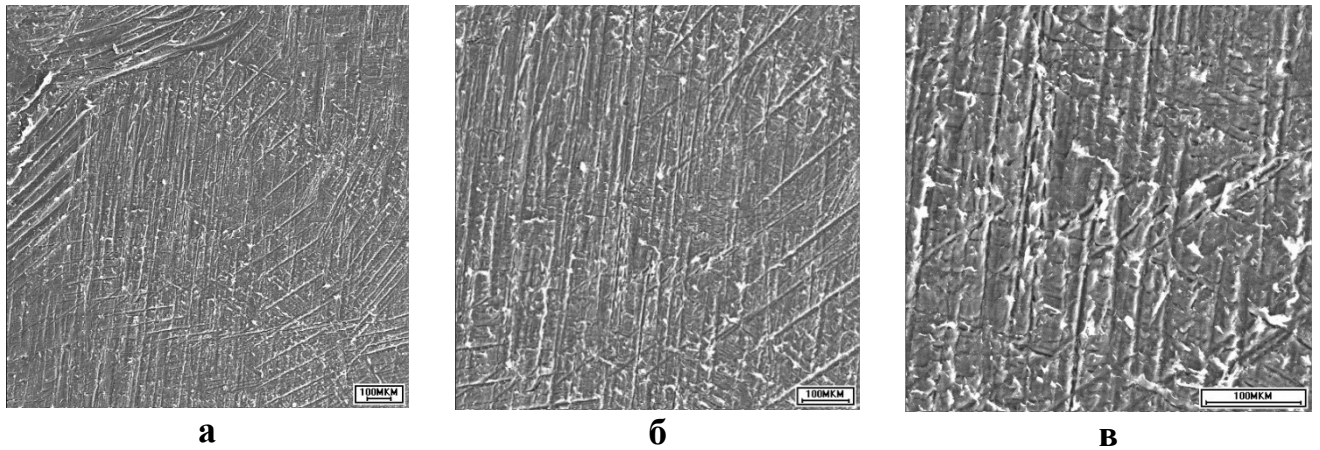


Рисунок 24. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Dental D» после обработки способом I: а – увеличение $\times 100$, б – увеличение $\times 200$, в – увеличение $\times 400$

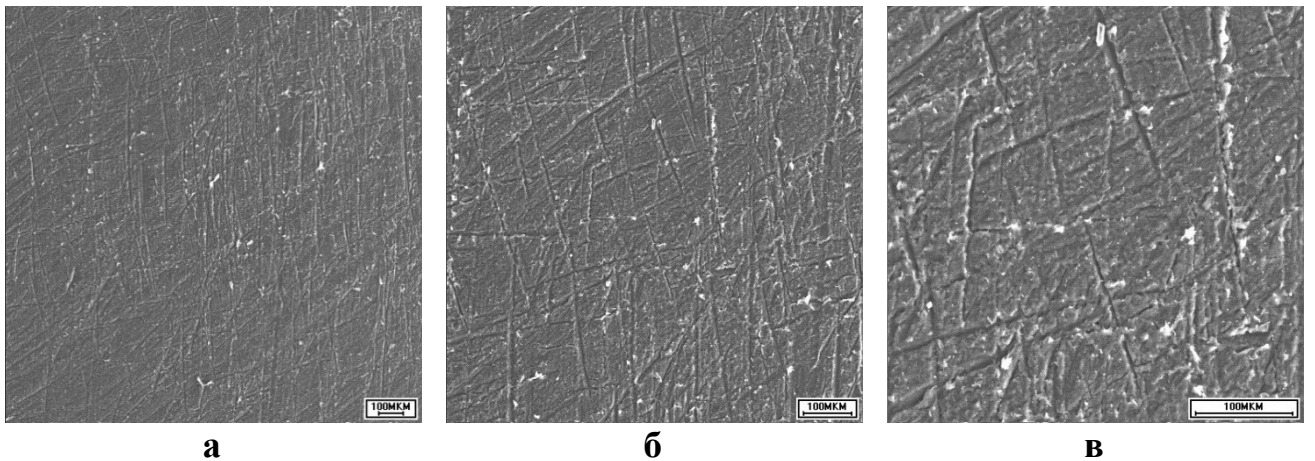


Рисунок 25. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Dental D» после обработки способом II: а – увеличение $\times 100$, б – увеличение $\times 200$, в – увеличение $\times 400$

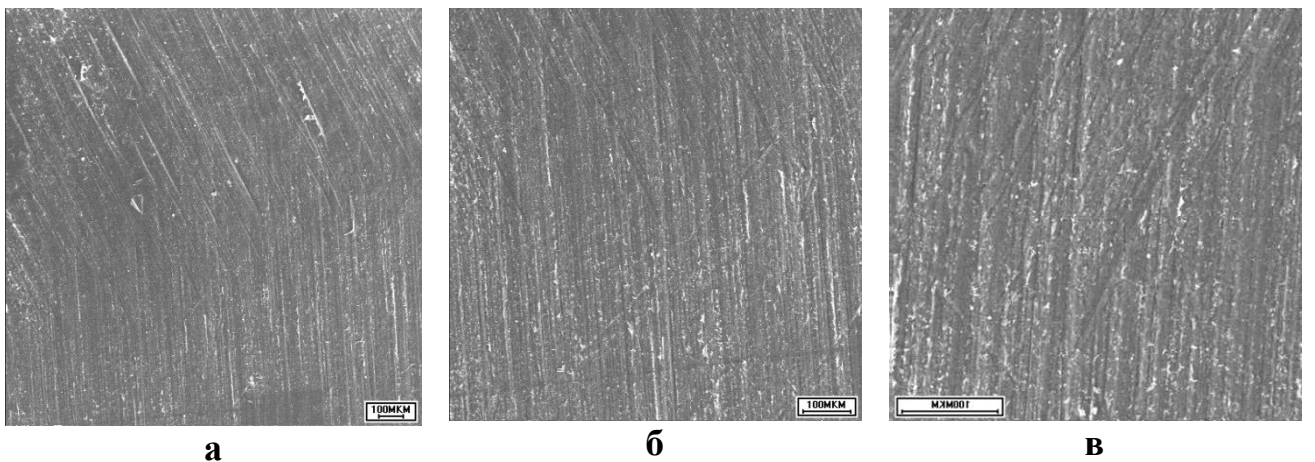


Рисунок 26. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Dental D» после обработки способом III: а – увеличение $\times 100$, б – увеличение $\times 200$, в – увеличение $\times 400$

На образцах из «Bio XS» после обработки способом I при микроскопическом исследовании обнаруживались углубления, мелкие выступающие частицы и неровности (рис.27). После обработки способом II (с пастой «Blue Shine») поверхность выглядела наиболее гладкой (рис. 28), в то время как полировка с пастой «Полисет №4» не позволяла полностью устранить неровности рельефа в виде выступов и углублений, которые наблюдались после обработки карборундовым камнем и резинкой, а лишь уменьшала их выраженность (рис. 29).

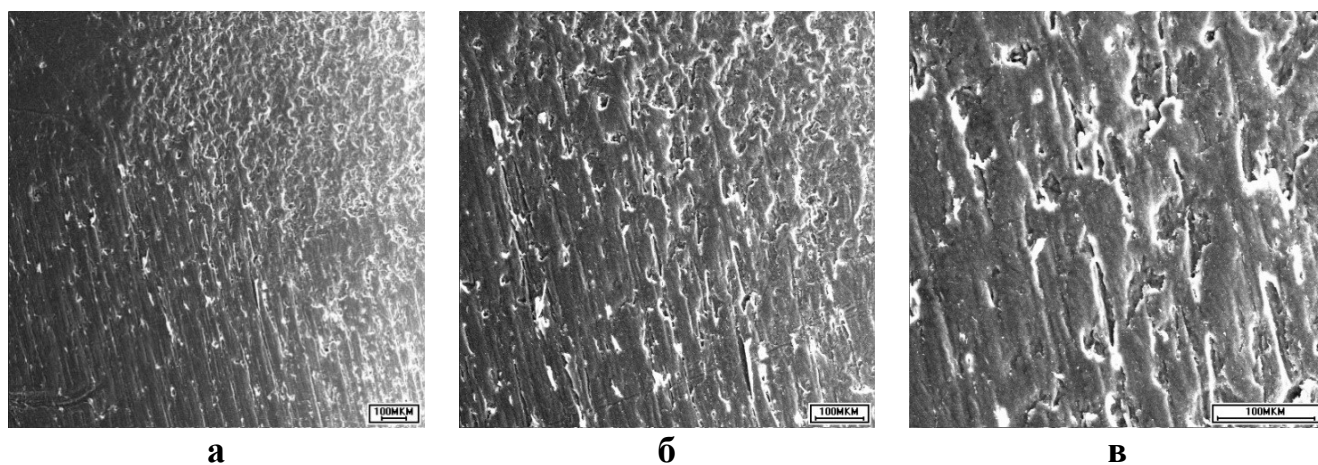


Рисунок 27. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Bio XS» после обработки способом I: а – увеличение x100, б – увеличение x200, в – увеличение x400

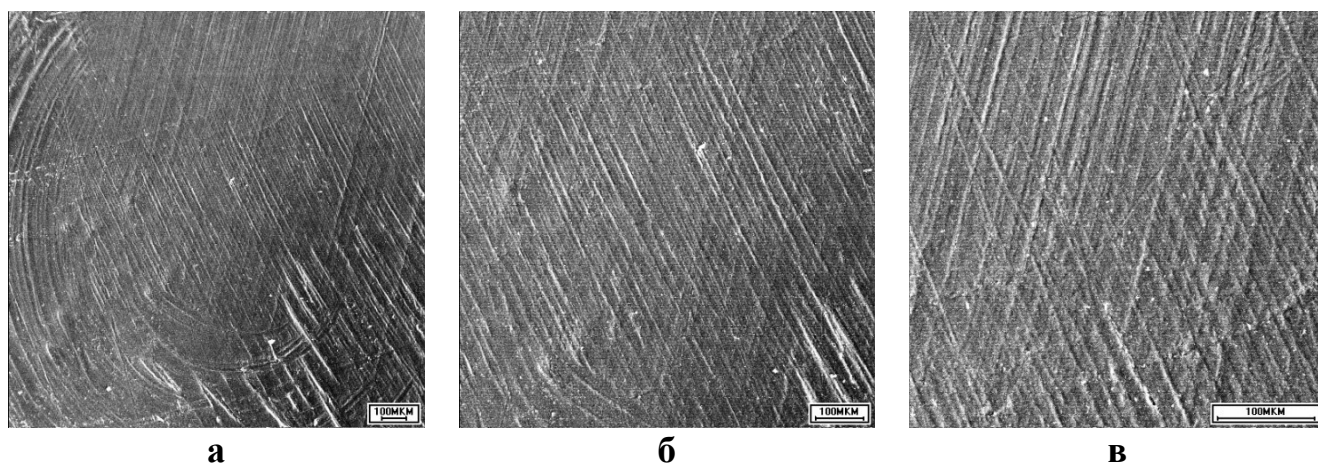


Рисунок 28. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Bio XS» после обработки способом II: а – увеличение x100, б – увеличение x200, в – увеличение x400

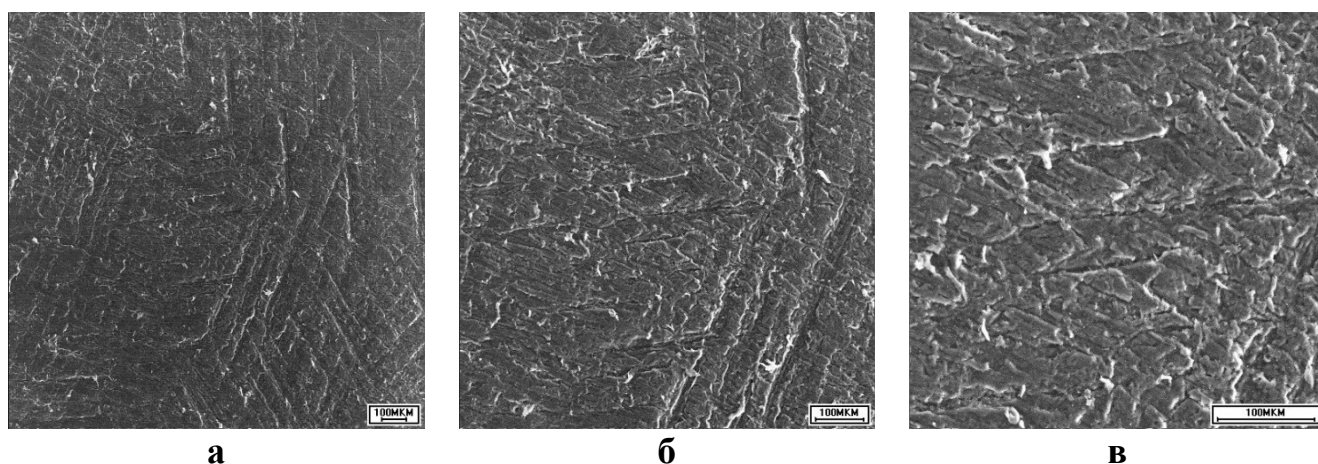


Рисунок 29. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Bio XS» после обработки способом III: а – увеличение x100, б – увеличение x200, в – увеличение x400

При микроскопическом исследовании поверхности образцов из «Dentokeep РЕЕК» наблюдалась аналогичная тенденция. Избежать появления шероховатости поверхности не удалось ни при одном из использованных способов обработки. После обработки способом I при микроскопическом исследовании на поверхности образцов из «Dentokeep РЕЕК» выявлялись разнонаправленные царапины, неровности, углубления (рис. 30). Однако после полировки поверхности образцов с пастой «Blue Shine» количество и глубина поверхностных дефектов существенно уменьшались (рис. 31). Менее эффективной оказалась полировка с пастой «Полисет №4», после которой количество мелких дефектов на поверхности полиэфирэфиркетона было больше (рис. 32)

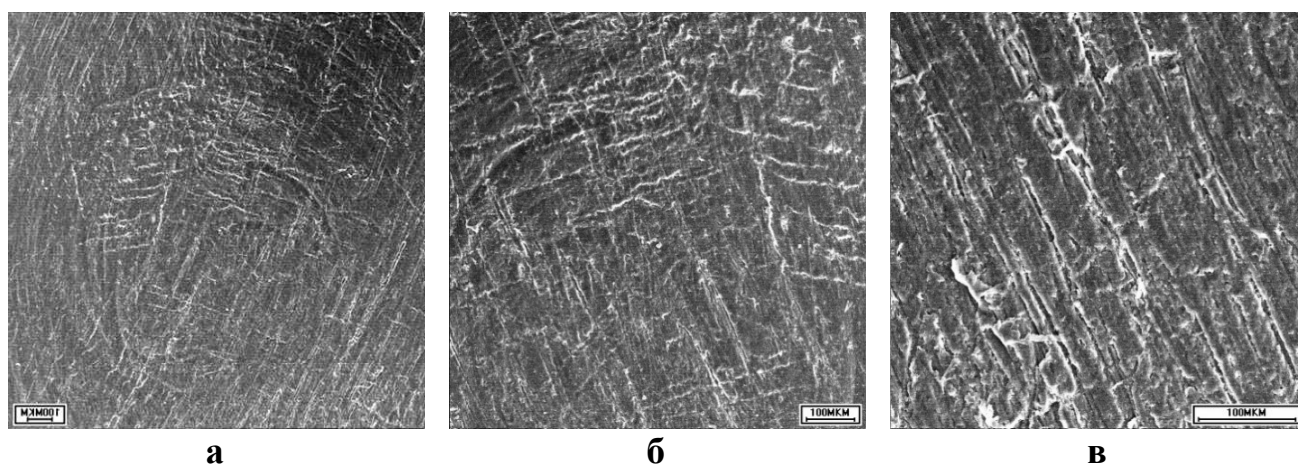


Рисунок 30. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Dentokeep РЕЕК» после обработки способом I: а - увеличение x100, б – увеличение x200, в – увеличение x400

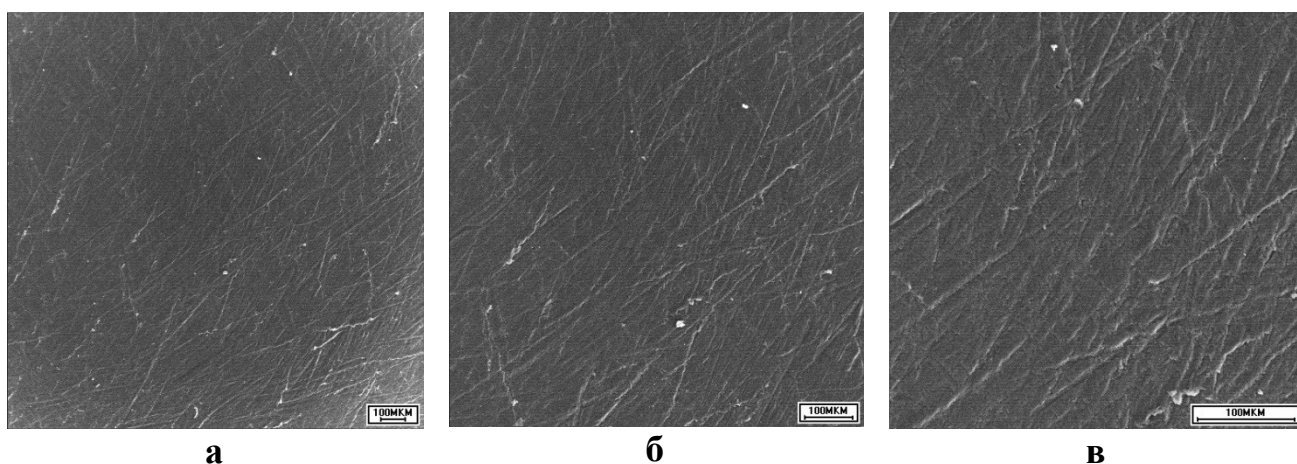


Рисунок 31. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Dentokeep PEEK» после обработки способом II: а – увеличение x100, б – увеличение x200, в – увеличение x400

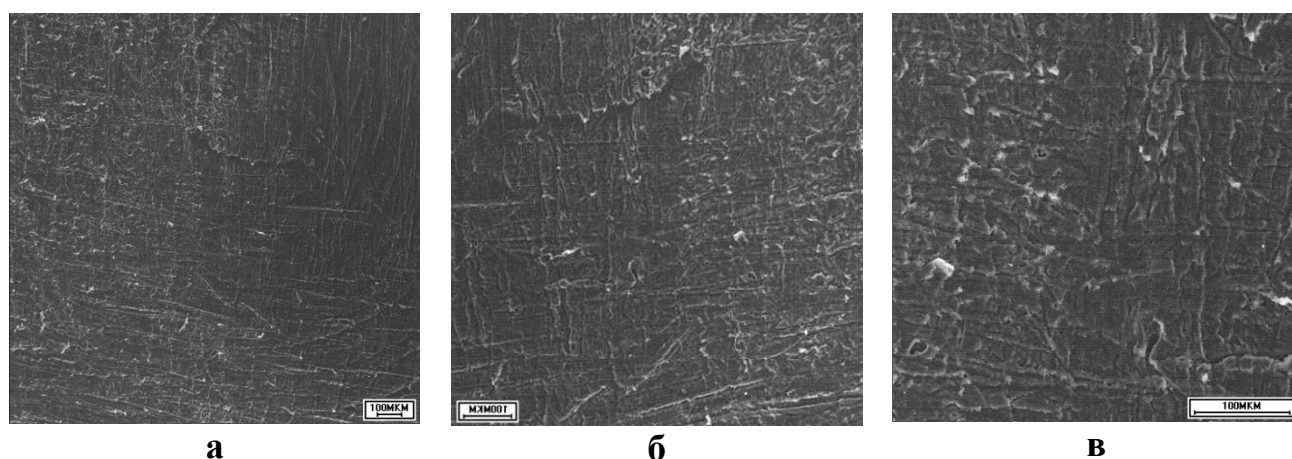


Рисунок 32. Результаты электронно–микроскопического исследования поверхности образцов из «Dentokeep PEEK» после обработки способом III: а – увеличение x100, б – увеличение x200, в – увеличение x400

Таким образом, данные электронной микроскопии позволяли оценить качество обработки поверхности полимерных образцов с разными свойствами и визуально оценить дефекты, не видимые невооруженным глазом. Результаты исследования показали, что даже после многоступенчатой полировки на поверхности термопластических полимеров выявлялись различные дефекты. Это подтверждает важность задачи по повышению качества окончательной обработки поверхности протезов.

На лабораторном этапе исследования были изучены свойства ПЭК в сравнении с другими материалами, применяющимися для изготовления базисов

съемных протезов, а также проведено сравнение образцов из ПЭЭК, изготовленных двумя методами: прессованием из гранул и фрезерованием из промышленных заготовок.

На основании сравнительного анализа физико-химических свойств изученных материалов и оценки результатов лабораторных исследований для клинического исследования был выбран материал «Dentokeep PEEK», который применяли для изготовления съемных протезов пациентам основной группы.

Образцы из «Dentokeep PEEK», изготовленные способом CAD/CAM, продемонстрировали высокую прочность адгезионного соединения с композитом, что является обоснованием для применения композитной облицовки поверхности съемных протезов из этого материала. Для достижения прочного соединения полиэфирэфиркетона с акриловой пластмассой разработаны способы механической ретенции ввиду слабой степени адгезионного соединения.

При сравнении различных способов обработки поверхности ПЭЭК был выбран оптимальный, позволяющий получить поверхность с минимальным количеством дефектов.

По результатам микробиологического исследования установлена высокая эффективность растворимых таблеток с перборатом натрия в качестве гигиенического средства для обработки поверхности ПЭЭК, что позволило разработать рекомендации для пациентов по гигиеническому уходу за съемными протезами.

3.1.3. Результаты исследования адгезии микроорганизмов к поверхности полимерных материалов

В связи с этим, требуются эффективные процедуры гигиенической обработки зубных протезов, которые способствуют удалению органических и неорганических отложений, обладают антимикробным и противогрибковым действием, но не повреждают поверхность конструкционных материалов и не содержат токсичных для человека веществ [131, 163, 180, 266].

Цель настоящего исследования состояла в том, чтобы оценить величину адгезии *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* и *Candida albicans* к поверхности различных типов полимеров и сравнить эффективность удаления бактерий и грибов с помощью двух гигиенических средств – антибактериального мыла и раствора «Protefix». Нулевая гипотеза заключалась в том, что 1) *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* и *Candida albicans* обладают одинаковой адгезией к полимерным материалам; 2) нет зависимости величины адгезии *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* и *Candida albicans* от типа полимера; 2) нет различий в снижении уровня адгезии *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* и *Candida albicans* к поверхности полимерных материалов для съемных протезов при использовании для их обработки различных гигиенических средств.

Результаты исследования адгезии микроорганизмов, представленные в таблицах 4 – 6, показали, что *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* и *Candida albicans* проявили умеренную степень адгезии ко всем исследованным материалам для изготовления зубных протезов: индекс адгезии составил 0,42.

Все исследованные штаммы обладали равной степенью адгезии к поверхности полимеров, которая не зависела от типа материала. Следовательно, первые два предположения нулевой гипотезы оказались верными.

Таблица 4. Значения индекса адгезии *Candida albicans* к различным полимерным материалам

Название материала	Группа контроля	Обработка антибактериальным мылом	Обработка раствором «Protefix»
«Vertex rapid simplified»	0,42±0,0	0,36±0,006	0,19±0,003*
«Dental D»	0,42±0,0	0,36±0,003*	0,18±0,007*
«Bio XS»	0,42±0,0	0,36±0,008	0,16±0,073*
«Dentokeep PEEK»	0,42±0,0	0,36±0,007	0,16±0,006*

Примечание: * - наличие достоверных различий по сравнению с группой контроля

Таблица 5. Значения индекса адгезии *Staphylococcus aureus* к различным полимерным материалам

Название материала	Группа контроля	Обработка антибактериальным мылом	Обработка раствором «Protefix»
«Vertex rapid simplified»	0,42±0,0	0,42±0,006	0,18±0,003*
«Dental D»	0,42±0,0	0,42±0,003	0,16±0,003*
«Bio XS»	0,42±0,0	0,42±0,003	0,12±0,003*
«Dentokeep PEEK»	0,42±0,0	0,42±0,005	0,16±0,003*

Примечание: * - наличие достоверных различий по сравнению с группой контроля

Таблица 6. Значения индекса адгезии *Escherichia coli* к различным полимерным материалам

Название материала	Группа контроля	Обработка антибактериальным мылом	Обработка раствором «Protefix»
«Vertex rapid simplified»	0,42±0,0	0,41±0,005	0,16±0,005*
«Dental D»	0,42±0,0	0,41±0,005	0,18±0,003*
«Bio XS»	0,42±0,0	0,41±0,006	0,12±0,003*
«Dentokeep PEEK»	0,42±0,0	0,41±0,006	0,12±0,003*

Примечание: * - наличие достоверных различий по сравнению с группой контроля

Для изучения влияния гигиенических средств на адгезию микроорганизмов был проведен сравнительный анализ образцов из полимерных материалов после гигиенической обработки антибактериальным мылом и раствором «Protefix» с образцами группы контроля, где обработка не проводилась.

Результаты показали, что индексы адгезии исследованных штаммов бактерий и грибов к пластмассе на основе полиметилметакрилата горячей полимеризации «Vertex rapid simplified» после обработки образцов раствором «Protefix» достоверно ниже по сравнению с группой контроля ($p=0,004$ для *Candida albicans*; $p=0,024$ для *Staphylococcus aureus*; $p=0,007$ для *Escherichia coli*) и по сравнению с обработкой антибактериальным мылом ($p=0,009$ для *Candida albicans*; $p=0,024$ для *Staphylococcus aureus*; $p=0,008$ для *Escherichia coli*). После обработки образцов в антибактериальном мыле достоверного снижения индекса адгезии всех микроорганизмов не наблюдалось (рис. 33).

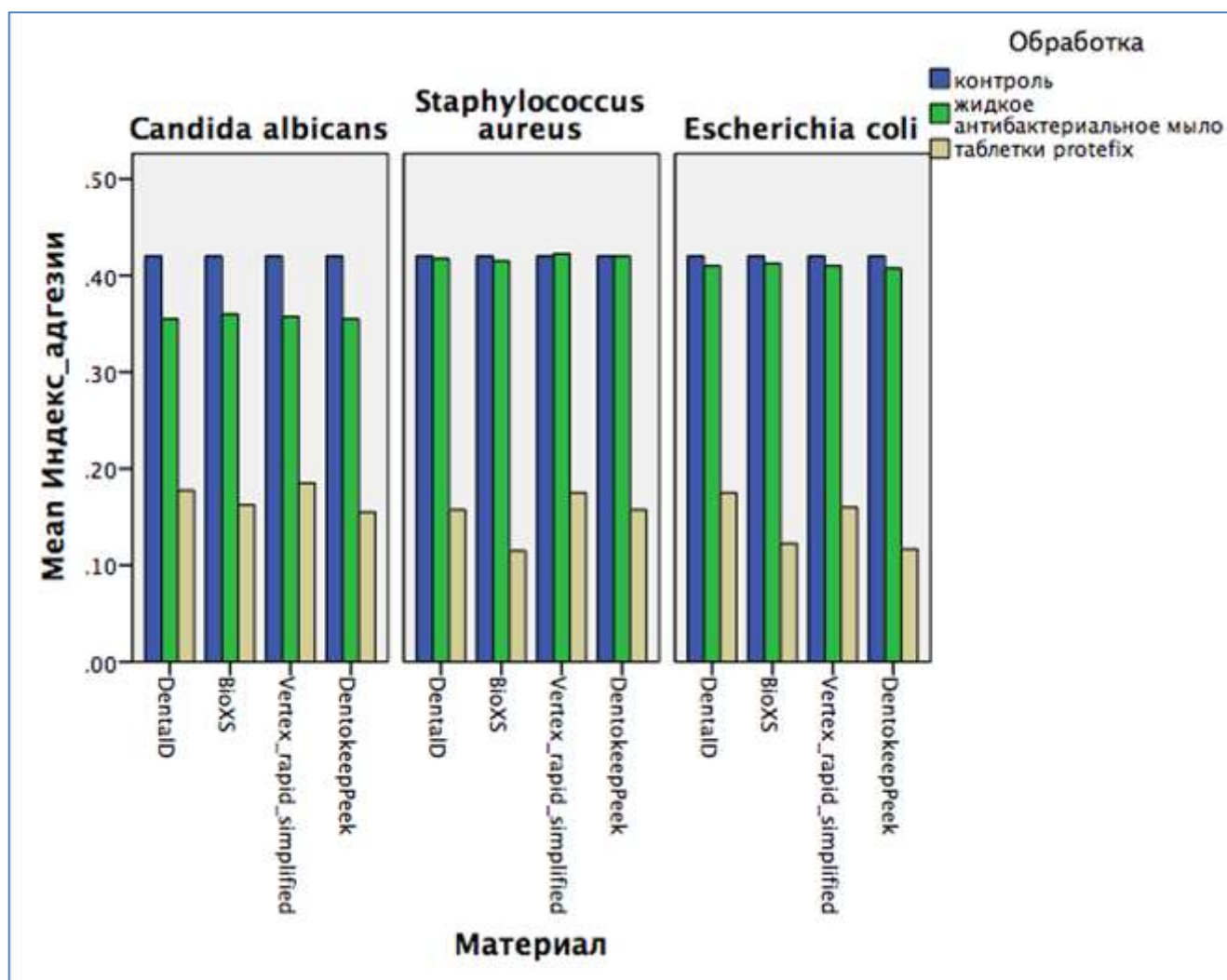


Рисунок 33. Значения индексов адгезии микроорганизмов к полимерам в зависимости от способа обработки

Аналогичную тенденцию мы наблюдали при исследовании образцов материала «Dental D», где после обработки раствором «Protefix» значения индексов адгезии всех микроорганизмов были достоверно ниже в сравнении с группой контроля ($p=0,004$ для *Candida albicans*; $p=0,012$ для *Staphylococcus aureus*; $p=0,006$ для *Escherichia coli*) и с группой, где проводилась обработка антибактериальным мылом ($p=0,009$ для *Candida albicans*; $p=0,035$ для *Staphylococcus aureus*; $p=0,012$ для *Escherichia coli*). Кроме того, выявлено достоверное уменьшение значения индекса адгезии *Candida albicans* к данному материалу после обработки антибактериальным мылом по сравнению с группой контроля ($p=0,046$). Значения индексов адгезии *Escherichia coli* и *Staphylococcus*

aureus к материалу «Dental D» после обработки образцов антибактериальным жидким мылом достоверно не изменились.

Изучение влияния обработки на адгезию микроорганизмов к материалу «Bio XS» показало, что после экспозиции образцов в антибактериальном мыле достоверных различий индекса адгезии всех изученных штаммов по сравнению с контролем не наблюдалось ($p=0,848$ для *Candida albicans*; $p=0,53$ для *Staphylococcus aureus*; $p=0,861$ для *Escherichia coli*). Напротив, после обработки образцов раствором «Protefix» индекс адгезии всех микроорганизмов к материалу «Bio XS» был достоверно ниже по сравнению с группой контроля ($p=0,004$ для *Candida albicans*; $p=0,010$ для *Staphylococcus aureus*; $p=0,009$ для *Escherichia coli*) и по сравнению с обработкой антибактериальным мылом ($p=0,015$ для *Candida albicans*; $p=0,024$ для *Staphylococcus aureus*; $p=0,009$ для *Escherichia coli*).

В результате проведенных исследований установлено, что индекс адгезии всех микроорганизмов к материалу «Dentokeep PEEK» после обработки раствором «Protefix» стал достоверно ниже, чем в группе контроля. Так, индекс адгезии *Candida albicans* после обработки раствором «Protefix» снизился с $0,42 \pm 0,0$ до $0,16 \pm 0,006$ ($p=0,004$), тогда как после обработки антибактериальным мылом данный показатель достоверно не изменился (рис.34).

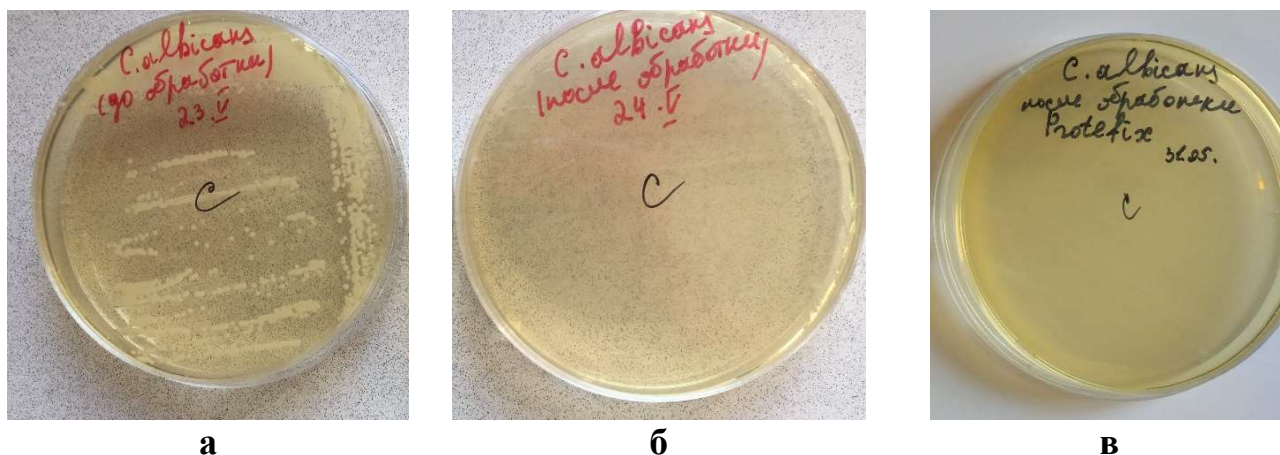


Рисунок 34. Результаты исследования адгезии штамма *Candida albicans* к материалу «Dentokeep PEEK»: а – группа контроля, б – после обработки антибактериальным мылом, в – после обработки «Protefix»

После обработки материала «Dentokeep PEEK» антибактериальным мылом индекс адгезии *Staphylococcus aureus* остался на прежнем уровне (рис.35), в то

время как после обработки раствором «Protefix» данный показатель уменьшился до $0,16 \pm 0,003$ и стал достоверно ниже, чем в группе контроля ($p=0,034$) и в группе, где проводилась обработка антибактериальным мылом ($p=0,035$).

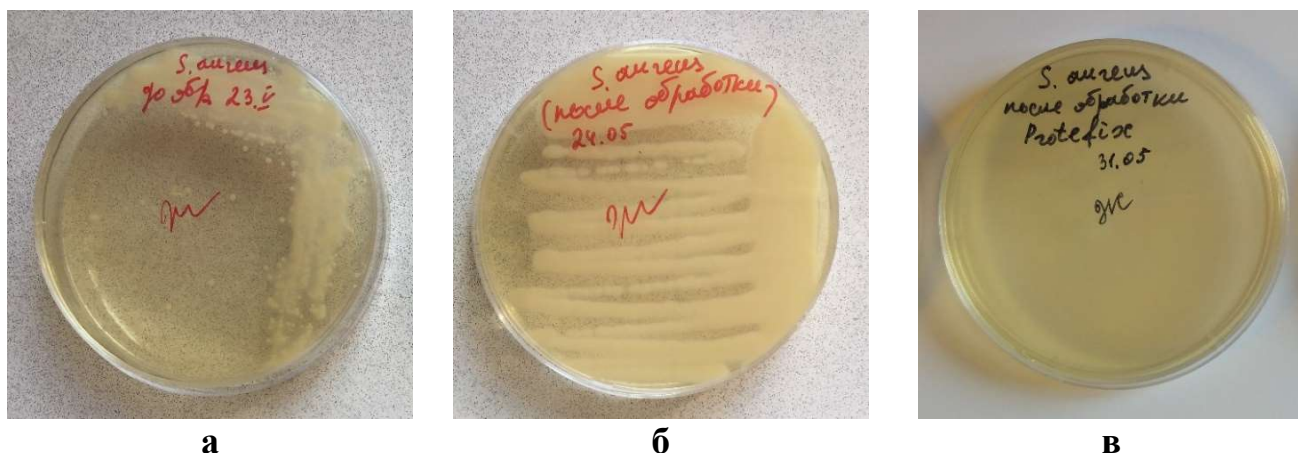


Рисунок 35. Результаты исследования адгезии штамма *Staphylococcus aureus* к материалу «Dentokeep PEEK»: а – группа контроля, б – после обработки антибактериальным мылом, с – после обработки «Protefix»

Индекс адгезии *Escherichia coli* к материалу «Dentokeep PEEK» после обработки раствором «Protefix» снизился до $0,12 \pm 0,003$ ($p=0,011$ по сравнению с группой контроля, $p=0,014$ по сравнению с обработкой антибактериальным мылом), тогда как после обработки антибактериальным мылом данный показатель практически не изменился (рис.36).

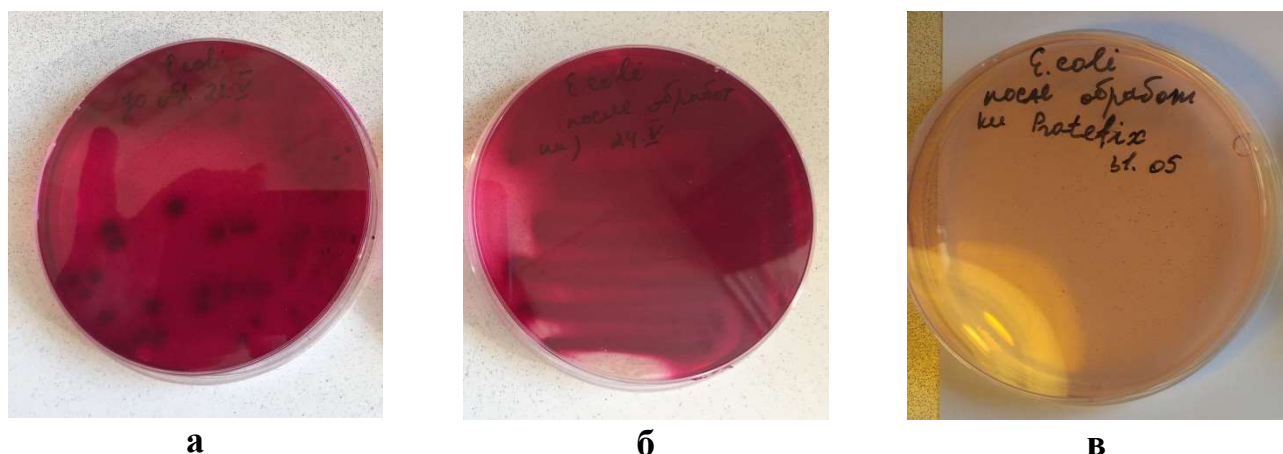


Рисунок 36. Результаты исследования адгезии штамма *Escherichia coli* к материалу «Dentokeep PEEK»: а – группа контроля, б – после обработки антибактериальным мылом, с – после обработки «Protefix»

Таким образом, сравнительная оценка полученных нами результатов продемонстрировала, что индексы адгезии выбранных тест-культур после обработки антибактериальным мылом и раствором «Protefix» отличаются между собой. В связи с этим, третье предположение нулевой гипотезы об одинаковой антимикробной эффективности двух различных гигиенических средств, применяющихся для обработки съемных протезов, было отвергнуто.

Незначительное снижение индексов адгезии исследованных штаммов после обработки образцов антибактериальным мылом свидетельствует о его недостаточной эффективности. Напротив, достоверное снижение данного показателя после обработки материалов для съемных протезов раствором активного очистителя «Protefix» подтверждает его преимущество и позволяет рекомендовать в качестве очищающего и дезинфицирующего средства по уходу за съемными протезами.

3.2. Результаты клинических исследований

3.2.1. Общая характеристика пациентов

Общая выборка лиц, включенных в исследование, составила 48 человек, в том числе мужчин - 22 (43,8%), женщин - 26 (56,2%) (рис. 37 а). Из общего числа пациентов 10 (20,8%) человек представляли собой группу в возрасте от 40 до 50 лет, 19 (39,6%) – от 51 до 60 лет и 19 (39,6%) – от 61 до 70 лет (рис. 37 б).

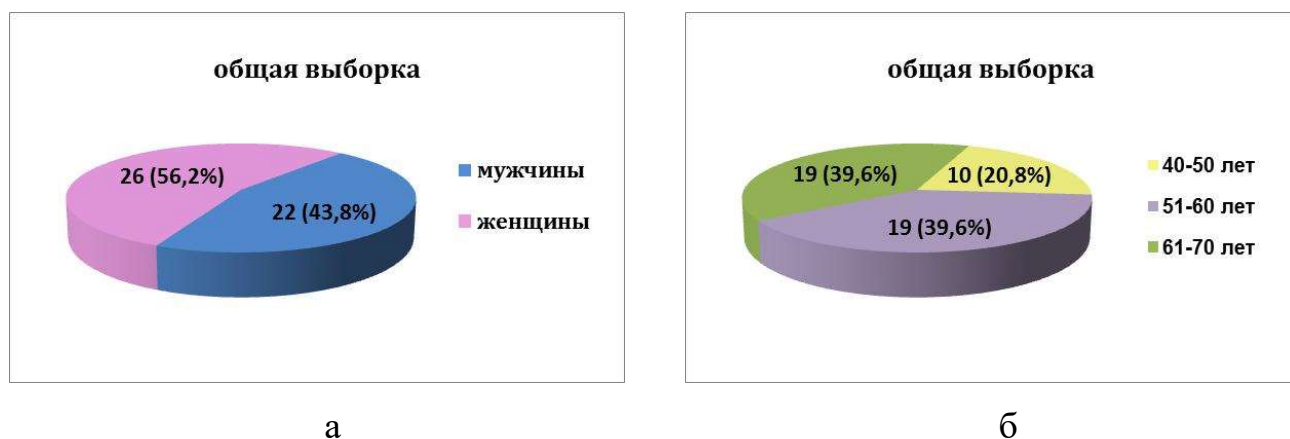


Рисунок 37. Распределение общей выборки пациентов: а – по полу; б – по возрасту

Учитывая, что пол и возраст оказывают существенное влияние на состояние органов и тканей полости рта, на первом этапе было проведено изучение однородности двух клинических групп по полу и возрасту.

В основную группу вошли 24 пациента, которым были изготовлены 26 съемных протезов из полиэфирэфиркетона. В данной группе было 12 (50,0%) мужчин и 12 (50,0%) женщин (рис. 38 а). В основной группе возрастную категорию от 40 до 50 лет составляли 5 (20,8%) человек, от 51 до 60 лет – 10 (41,7%), от 61 до 70 лет – 9 (37,5%) (рис. 38 б). Средний возраст пациентов составил $52,2 \pm 4,2$ года.



Рисунок 38. Распределение пациентов основной группы: а - по полу; б - по возрасту

Группу сравнения составили 24 пациента, которым были изготовлены 28 съемных протеза из полиметилметакрилата. В этой группе было 10 (41,7%) мужчин и 14 (58,3%) женщин (рис. 39 а). Распределение по возрасту в группе сравнения было следующим: 5 (20,8%) человек были в возрасте от 40 до 50 лет, 9 (37,5%) – в возрасте от 51 до 60 лет, а 10 (41,7%) – от 61 до 70 лет (рис. 39 б). Средний возраст пациентов данной группы составлял в среднем $54,1 \pm 3,5$ лет.

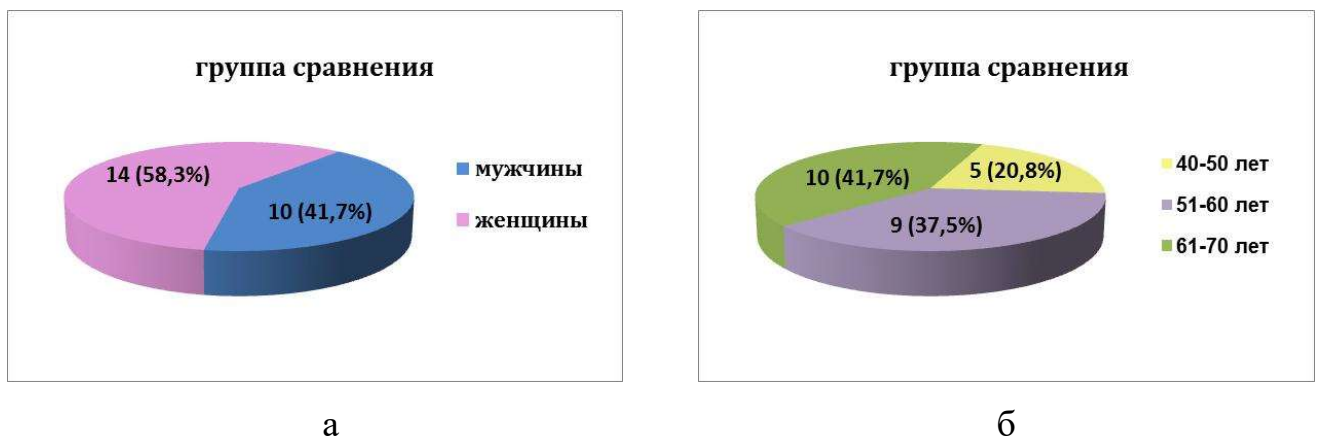


Рисунок 39. Распределение пациентов группы сравнения: а - по полу; б - по возрасту

Как видно из представленных данных, половозрастной состав в обеих группах был сопоставим, а также не отличался от общей выборки пациентов. Это подтверждено также результатами сравнительного анализа с помощью критерия

χ^2 Пирсона с поправкой Йейтса, в ходе которого не обнаружено достоверных различий между двумя группами в распределении по полу ($p=0,773$) и возрасту ($p=0,949$).

Систематизацию выявленных у пациентов дефектов зубных рядов проводили в соответствии с классификацией Кеннеди.

Количество изготовленных протезов в зависимости от класса дефекта зубного ряда представлено в таблицах 7-9.

Таблица 7. Распределение пациентов по группам в зависимости от класса дефектов зубных рядов и количества изготовленных протезов

Группа	Класс дефекта зубного ряда по Кеннеди	Количество пациентов	Количество изготовленных протезов
основная	I	10 (41,7%)	10 (38,5%)
	II	10 (41,7%)	11 (42,4%)
	III	3 (12,5%)	4 (14,4%)
	IV	1 (4,1%)	1 (3,7%)
сравнения	I	4 (16,7%)	4 (14,3%)
	II	15 (62,5%)	17 (60,7%)
	III	4 (16,7%)	6 (21,4%)
	IV	1 (4,1%)	1 (3,6%)

Таблица 8. Распределение изготовленных протезов по топографии дефектов зубного ряда в основной группе

Класс по Кеннеди Челюсть	I класс	II класс	III класс	IV класс
Верхняя (n=13)	6 (23,1%)	5 (19,3%)	2 (7,7)	–
Нижняя (n=13)	4 (15,4%)	6 (23,1%)	2 (7,7)	1 (3,7%)
Всего (n=26)	10 (38,5%)	11 (42,4%)	4 (14,4%)	1 (3,7%)

Таблица 9. Распределение изготовленных протезов по топографии дефектов зубного ряда в группе сравнения

Класс по Кеннеди Челюсть	I класс	II класс	III класс	IV класс
Верхняя (n=15)	3 (10,7%)	9 (32,1%)	2 (7,1%)	1 (3,6%)
Нижняя (n=13)	1 (3,6%)	8 (28,6%)	4 (14,3%)	–
Всего (n=28)	4 (14,3%)	17 (60,7%)	6 (21,4%)	1 (3,6%)

В основной группе двусторонние концевые дефекты зубных рядов (I класс по Кеннеди) были у 10 (41,7%) пациентов, односторонние концевые дефекты зубных рядов (II класс по Кеннеди) – у 10 (41,7%) пациентов, включенные дефекты в боковом отделе зубного ряда (III класс по Кеннеди) – у 3 (12,5%) пациентов, включенные дефекты в переднем отделе зубного ряда (IV класс по Кеннеди) – у 1 (4,1%) пациентов. Всего пациентам основной группы было изготовлено 26 съемных протезов из полиэфирэфиркетона.

В группе сравнения двусторонние концевые дефекты зубных рядов (I класс по Кеннеди) имелись у 4 (14,3%) пациентов, односторонние концевые дефекты

зубных рядов (II класс по Кеннеди) – у 15 (62,5%) пациентов, включенные дефекты в боковом отделе зубного ряда (III класс по Кеннеди) – у 4 (16,7%) пациентов, включенные дефекты в переднем отделе зубного ряда (IV класс по Кеннеди) – у 1 (4,1%) пациентов. В общей сложности пациентам группы сравнения было изготовлено 28 съемных протезов из полиметилметакрилата.

3.2.2. Результаты анкетирования пациентов

Результаты анкетирования пациентов обеих групп после проведенного лечения представлены в таблицах 10-12.

Таблица 10. Результаты анкетирования пациентов обеих групп после проведенного лечения (общие вопросы)

Вопросы	Варианты ответов	Основная группа		Группа сравнения	
		количество мужчин/ проценты	количество женщин/ проценты	количество мужчин/ проценты	количество женщин/ проценты
Использовали ли Вы ранее съемный зубной протез?	да	3 чел. (25,0%)	6 чел. (50,0%)	4 чел. (40,0%)	7 чел. (50,0%)
	нет	9 чел. (75,0%)	6 чел. (50,0%)	6 чел. (60,0%)	7 чел. (50,0%)
Курите ли Вы?	да	9 чел. (75,0%)	1 чел. (8,3%)	8 чел. (80,0%)	5 чел. (35,7%)
	нет	3 чел. (25,0%)	11 чел. (91,7%)	2 чел. (20,0%)	9 чел. (64,3%)
Употребляете ли Вы крепкий чай, кофе, красное вино?	редко	1 чел. (33,3%)	8 чел. (66,7%)	1 чел. (10,0%)	3 чел. (21,4%)
	каждый день	6 чел. (50,0%)	3 чел. (25,0%)	6 чел. (60,0%)	7 чел. (50,0%)
	несколько раз в день	2 чел. (16,7%)	1 чел. (8,3%)	3 чел. (30,0%)	4 чел. (28,6%)

Таблица 11. Результаты анкетирования пациентов обеих групп после проведенного лечения (режим использования и гигиена протезов)

Вопросы	Варианты ответов	Основная группа		Группа сравнения	
		количество мужчин/ проценты	количество женщин/ проценты	количество мужчин/ проценты	количество женщин/ проценты
Режим пользования протезом	постоянно	2 чел. (16,7%)	7 чел. (58,3%)	1 чел. (10%)	1 чел. (7,1%)
	только днем	7 чел. (58,3%)	3 чел. (25%)	5 чел. (50%)	6 чел. (42,9%)
	во время приема пищи	3 чел. (25%)	2 чел. (16,7%)	4 чел. (40%)	7 чел. (50%)
Как Вы храните съемные зубные протезы?	в емкости с водой	10 чел. (83,3%)	8 чел. (66,7%)	9 чел. (90%)	9 чел. (64,3%)
	на открытом воздухе	2 чел. (16,7%)	1 чел. (8,3%)	1 чел. (10%)	3 чел. (21,4%)
	другим способом	-	3 чел. (25%)	-	2 чел. (14,3%)
Как Вы ухаживаете за протезом?	нерегулярно	3 чел. (25,0%)	-	1 чел. (10,0%)	-
	1 раз в день	8 чел. (66,7%)	-	8 чел. (80,0%)	4 чел. (28,6%)
	2 раза в день, утром и вечером	1 чел. (8,3%)	10 чел. (83,3%)	1 чел. (10,0%)	7 чел. (50,0%)
	после каждого приема пищи	-	2 чел. (16,7%)	-	3 чел. (21,4%)
Какую поверхность съемного зубного протеза Вы очищаете от зубного налета?	только поверхность искусственных зубов	-	2 чел. (16,7%)	-	2 чел. (14,3%)
	только внутреннюю поверхность	-	-	1 чел. (10,0%)	-
	только наружную поверхность	6 чел. (50,0%)	3 чел. (25,0%)	3 чел. (30,0%)	6 чел. (42,8%)
	зубы и все поверхности	6 чел. (50,0%)	7 чел. (58,3%)	6 чел. (60,0%)	6 чел. (42,8%)
Какие средства Вы применяете для гигиенического ухода за протезом и полостью рта	зубную щетку и пасту	10 чел. (83,3%)	2 чел. (16,7%)	9 чел. (90,0%)	4 чел. (28,6%)
	специальные средства	2 чел. (16,7%)	10 чел. (83,3%)	1 чел. (10,0%)	10 чел. (71,4%)

Таблица 12. Результаты анкетирования пациентов обеих групп после проведенного лечения (оценка качества съемных протезов)

Вопросы	Варианты ответов	Основная группа		Группа сравнения	
		количество мужчин/ проценты	количество женщин/ проценты	количество мужчин/ проценты	количество женщин/ проценты
Через какой промежуток времени Вы адаптировались к протезу?	через 1 неделю	1 чел. (8,3%)	3 чел. (25,0%)	-	-
	через 2 недели	1 чел. (8,3%)	1 чел. (8,3%)	1 чел. (10,0%)	2 чел. (14,3%)
	через 3 недели	2 чел. (16,7%)	2 чел. (16,7%)	1 чел. (10,0%)	2 чел. (14,3%)
	через месяц	8 чел. (66,7%)	6 чел. (50,0%)	7 чел. (70,0%)	7 чел. (50,0%)
	не смогли привыкнуть	-	-	1 чел. (10,0%)	3 чел. (21,4%)
Как Вы оцениваете качество изготовленного протеза?	отличное	5 чел. (41,7%)	3 чел. (25,0%)	-	-
	очень хорошее	4 чел. (33,3%)	6 чел. (50,0%)	1 чел. (10,0%)	1 чел. (7,1%)
	хорошее	3 чел. (25,0%)	2 чел. (16,7%)	5 чел. (78,6%)	6 чел. (42,9%)
	удовлетворительное	-	1 чел. (8,3%)	3 чел. (30,0%)	4 чел. (28,6%)
	неудовлетворительное	-	-	1 чел. (10,0%)	3 чел. (21,4%)
Есть ли у Вас жалобы на плохую фиксацию съемного зубного протеза?	нет	12 чел. (100%)	12 чел. (100%)	10 чел. (100%)	12 чел. (85,8%)
	при разговоре	-	-	-	1 чел. (7,1%)
	при жевании	-	-	-	1 чел. (7,1%)
	при глотании	-	-	-	-
	в состоянии покоя	-	-	-	-
После протезирования у Вас появились сложности с произношением некоторых звуков	нет	12 чел. (100%)	12 чел. (100%)	10 чел. (100%)	13 чел. (92,9%)
	легкие	-	-	-	1 чел. (7,1%)
	умеренные	-	-	-	-
	сильные	-	-	-	-
	очень сильные	-	-	-	-
Возникали ли у Вас неприятные ощущения после	нет	12 чел. (100%)	12 чел. (100%)	10 чел. (100%)	11 чел. (78,6%)
	легкие	-	-	-	-

пользования съемным протезом: боль, отек, чувство жжения?					
	умеренные	-	-	-	3 чел. (21,4%)
	сильные	-	-	-	-
	очень сильные	-	-	-	-
Ощущаете ли Вы после протезирования сухость во рту?	нет	12 чел. (100%)	6 чел. (50,0%)	10 чел. (100%)	6 чел. (42,9%)
	иногда	-	6 чел. (50,0%)	-	8 чел. (57,1%)
	часто	-	-	-	-
	очень часто	-	-	-	-
	постоянно	-	-	-	-
Отмечаете ли Вы изменения цвета базиса съемного протеза через 12 месяцев?	нет	11 чел. (91,7%)	12 чел. (100%)	9 чел. (90,0%)	14 чел. (100%)
	незначительные	1 чел. (8,3%)	-	1 чел. (10,0%)	-
	значительные	-	-	-	-
	сильные	-	-	-	-
	очень сильные	-	-	-	-

Результаты анкетирования пациентов основной группы

По результатам анкетирования пациентов основной группы было выявлено, что 25,0% мужчин и 50,0% женщин ранее пользовались съемными протезами.

Из общего числа пациентов 75,0% мужчин курят, среди женщин число курящих составляет 8,3%.

Что касается пристрастия к красящим напиткам, доля мужчин, употребляющих их каждый день, была в 2 раза больше, чем среди женщин. По результатам представленных данных можно высказать предположение о возможном ухудшении эстетических свойств съемных протезов среди мужской части опрошенных пациентов.

Следующие вопросы касались режима использования и гигиены съемных протезов, изготовленных пациентам в настоящем исследовании. По результатам анкетирования, 16,7% мужчин пользуются протезами, изготовленными из ПЭЭК, постоянно; 25,0% - только во время приема пищи; 58,3% - только днем. Аналогичные показатели среди женщин составили: 58,3%; 16,7% и 25,0% соответственно.

Согласно полученным данным, большинство мужчин (83,3%) хранят съемные протезы в емкости с водой, а 16,7% - на открытом воздухе. Среди женщин 66,7% хранят зубные протезы в емкости с водой, 25,0% используют другие способы хранения и всего 8,3% - на открытом воздухе.

Гигиенические аспекты представляли наибольший интерес при анкетировании. 66,7% мужчин указали, что проводят гигиеническую чистку конструкции 1 раз в день. Среди мужчин всего один человек (8,3%) осуществлял данную процедуру утром и вечером, 25,0% ответили, что делают это нерегулярно. Большинство женщин (83,3%) ответили, что чистят протез 2 раза в день, 16,7% женщин чистят протез после каждого приема пищи.

Из рекомендуемых специальных средств гигиены большинство мужчин 10 человек (83,3%) применяют обычную профилактическую зубную пасту и щетку, тогда как специальные средства по уходу за протезами (антисептические растворы и таблетки) применяют всего двое (16,7%). Среди женщин наблюдается обратная тенденция, 83,3% используют специальные средства по уходу.

50,0% опрошенных мужчин чистят только наружную поверхность протеза, остальные 50,0% - все поверхности, включая искусственные зубы. 16,7% женщин очищают только поверхность искусственных зубов, 25% - наружную поверхность протеза и 58,3 % - всю поверхность конструкции.

Второй блок вопросов анкеты служил для субъективной оценки пользования частичными съемными протезами.

По результатам анкетирования пациентов основной группы по вопросу адаптации к съемным протезам 66,7% мужчин адаптировались к протезу из ПЭЭК в течение месяца после изготовления, 25,0% - через 2-3 недели использования, у 8,3% наблюдалась быстрая адаптация в течение 1 недели. У женщин данные показатели составили: 50,0% - адаптация в течение месяца и по 25,0% через 2-3 недели и 1 неделю соответственно. Следует отметить, что более быстрые сроки адаптации наблюдались у пациентов, которым проводилось повторное протезирование с использованием съемных конструкций.

Все пациенты основной группы остались удовлетворены результатом лечения. Качество изготовленных съемных протезов пациенты основной группы отметили как «отличное» в 33,3%, «очень хорошее» - в 41,7%, «хорошее» - в 20,8% и «удовлетворительное» - в 4,2%.

Жалоб на плохую фиксацию съемного зубного протеза пациенты основной группы не предъявляли. Пациенты обоего пола в этой группе не отмечали сложностей при произношении звуков после протезирования.

У пациентов обоего пола отсутствовали жалобы на жжение слизистой оболочки в области протезного ложа и языка.

50,0% женщин отмечали появление сухости в полости рта после протезирования, мужчины, напротив, не предъявляли таких жалоб.

В основной группе был выявлен лишь 1 случай, когда пациент, которому был изготовлен протез из ПЭЭК, отметил незначительные изменения цвета базиса съемного протеза легкой. Скорее всего, высокий уровень цветостабильности можно объяснить небольшим сроком наблюдения за пациентами (1 год).

Результаты анкетирования пациентов группы сравнения

По результатам анкетирования пациентов группы сравнения было выявлено, что 40,0% мужчин и 50,0% женщин до проведения исследования уже пользовались съемными протезами.

Среди ответов на вопрос, пользуются ли пациенты съемными протезами из акриловой пластмассы, изготовленными в настоящем исследовании, только 10,0% мужчин и 7,1% женщин указали, что пользуются протезами постоянно, 50,0% мужчин и 42,9% женщин - используют протезы только днем, 40% мужчин и 50% женщин - пользуются съемными протезами во время приема пищи.

Большинство мужчин (90,0%) ответили, что хранят съемные протезы в емкости с водой, а 10,0% - на открытом воздухе. Среди женщин 64,3% хранят зубные протезы в емкости с водой, 21,4% - на открытом воздухе и 14,3% используют другие способы хранения.

По результатам анкетирования 80,0% мужчин отметили, что проводят гигиеническую чистку протеза 1 раз в день, 10,0% опрошенных - 2 раза в день и столько же делают это нерегулярно. Среди женщин 21,4% очищают протезы после каждого приема пищи, 28,6% - 1 раз в день и 50% - 2 раза в сутки.

Большинство мужчин (90,0%) используют в качестве средства по уходу за протезом зубную пасту и щетку, а большинство женщин (71,4%) пользуются еще и специальными средствами для очистки зубных протезов.

Из числа опрошенных мужчин 30,0% чистят только наружную поверхность протеза, 60,0% - все поверхности, включая искусственные зубы, 10,0% - только внутреннюю поверхность протеза. Среди женщин 14,3% очищают только поверхность искусственных зубов, 42,85% наружную поверхность протеза и столько же - всю поверхность конструкции.

На вопрос о курении утвердительный ответ дали 80,0% мужчин, среди женщин этот показатель составляет 35,7%. 60,0% мужчин и 50,0% женщин указали, что употребляют красящие напитки каждый день.

Следующий блок вопросов непосредственно касался оценки пациентами результатов лечения.

По вопросу адаптации к съемным протезам из акрила 70,0% мужчин и 50,0% женщин отметили, что адаптировались к нему через месяц использования. Среди опрошенных 1 (10,0%) мужчина и 3 женщины (21,4%) так и не смогли адаптироваться к конструкции.

В группе сравнения 8,3% пациента оценили качество лечения как «очень хорошее», 45,8% - как «хорошее», 29,2% - «удовлетворительное», а 16,7% (10,0% мужчин и 21,4% женщин) остались не удовлетворены качеством изготовленного протеза из акриловой пластмассы.

В данной группе среди женщин 1 пациентка (7,1%) отмечала плохую фиксацию протеза при жевании, 1 (7,1%) – плохую фиксацию при разговоре, 1 (7,1%) – легкие нарушения при произношении некоторых звуков.

21,4% женщин, пользующихся протезами из акрила, предъявляли жалобы на боль, отек, жжение в области протезного ложа умеренной степени

выраженности. При объективном осмотре у этих пациентов был отмечен четко ограниченный участок воспаления слизистой, непосредственно соприкасающийся с внутренней поверхностью протеза.

Мужчины не отмечали ощущения сухости после изготовления протеза, в то время как больше половины женщин (57,1%) отметили появление сухости в полости рта. Среди женщин отмечался единичный случай, когда пациентка после протезирования испытывала нарушения при произношении звуков легкой степени.

В данной группе 1 (10,0%) мужчина отметил незначительные изменения цвета базиса съемного протеза.

3.2.3. Результаты оценки уровня гигиены

Результаты оценки гигиенического состояния полости рта

Результаты исследования показали, что в начале лечения гигиеническое состояние полости рта у пациентов в обеих группах было удовлетворительным. Среднее значение индекса на момент протезирования было равно в первой группе $1,82 \pm 0,04$, во второй группе $1,89 \pm 0,03$ (различия между группами не достоверны, $p > 0,05$) (рис. 40).



Рисунок 40. Динамика изменения гигиенического состояния полости рта по индексу Silness–Loe на этапах обследования

При обследовании через 1 мес. пользования протезами уровень гигиены полости рта тоже оставался удовлетворительным и среднее значение индекса Silness–Loe по группам составили $1,64 \pm 0,04$ и $1,72 \pm 0,05$ соответственно (различия между группами не достоверны, $p > 0,05$).

Динамика индекса Silness–Loe в более поздние сроки после протезирования свидетельствовала об увеличении значений данного показателя в процессе ношения конструкции. Так, через 6 мес. после лечения в основной группе пациентов значения индекса Silness–Loe составили в среднем $1,95 \pm 0,04$, в группе сравнения - $2,02 \pm 0,07$ (различия между группами не достоверны, $p > 0,05$).

Через 12 мес. гигиеническое состояние полости рта еще ухудшилось и стало неудовлетворительным. Среднее значение индекса Silness–Loe в основной группе пациентов составляли $2,12 \pm 0,04$, в группе сравнения - $2,17 \pm 0,03$ (различия между группами не достоверны, $p > 0,05$).

Отсутствие различий между значениями индекса гигиены полости рта у пациентов первой и второй групп во все сроки наблюдения свидетельствует об отсутствии взаимосвязи этого показателя с видом изготовленных съемных протезов. Неудовлетворительная гигиена полости рта через 12 мес. ношения протезов, вероятно, обусловлена появлением дополнительных ретенционных пунктов для скопления зубного налета, недостаточными мануальными гигиеническими навыками пациентов и не соблюдением всего комплекса гигиенических мероприятий, который был рекомендован при изготовлении съемного протеза.

Результаты оценки гигиенического состояния протезов

Анализ оценки гигиенического состояния протезов по методике В.В. Трезубова с соавт. (2010) показал, что через 1 мес. пользования съемными протезами показатели значений гигиенического состояния протезов были удовлетворительными и составили $17,1 \pm 1,0$ среди пациентов основной группы и $23,9 \pm 0,8$ - у пациентов группы сравнения (рис. 41).



Рисунок 41. Динамика изменения гигиенического состояния съемных протезов по методике В.В. Трезубова с соавт. (2010) на этапах обследования

Через 6 мес. после протезирования значения индекса гигиены протезов увеличились до $30,2 \pm 1,1$ и $32,7 \pm 0,9$ соответственно, а через 12 мес. ношения съемных протезов данные значения еще возросли - до $33,8 \pm 1,4$ и $38,9 \pm 1,2$ соответственно. Данные показатели соответствовали низкому уровню гигиены зубных протезов. Необходимо отметить, что значения индекса гигиены протезов у пациентов первой и второй групп на всех сроках пользования съемными конструкциями имели достоверные различия ($p < 0,05$).

Об этом свидетельствовало и соотношение пациентов с разным уровнем гигиены протезов. Так, в основной группе через 12 мес. ношения съемных конструкций у 42,0% пациентов наблюдался низкий уровень гигиены съемных протезов и у 58,0% - удовлетворительный. В группе сравнения через 12 мес. пользования протезами низкий уровень гигиены отмечался в 64,0% случаев и в 36,0% - удовлетворительный (рис. 42).

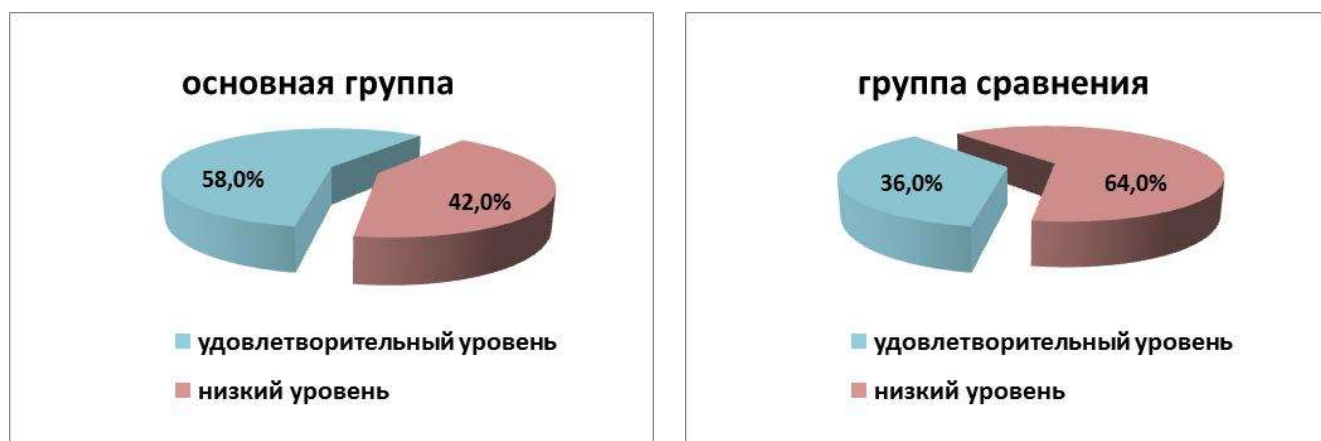


Рисунок 42. Соотношение пациентов с разным уровнем гигиены протезов в первой и второй группах через 12 мес. после протезирования

Нами проведен анализ взаимосвязи гигиенического состояния съемных ортопедических конструкций по методике В.В. Трезубова с соавт. (2010) с уровнем гигиены полости рта, который показал, что низкий уровень гигиены протезов отмечался у пациентов с низким уровнем гигиены полости рта. По-видимому, это можно объяснить недостаточной мотивацией пациентов к регулярному осуществлению всех мер гигиенического ухода за полостью рта и съемными протезами.

3.2.4. Результаты оценки состояния тканей пародонта

Результаты исследования состояния тканей пародонта по индексу CPI перед началом ортопедического лечения показали высокую распространенность и интенсивность заболеваний пародонта. Так, в основной группе на 1 человека в среднем приходилось $0,2 \pm 0,09$ секстанта с интактным пародонтом, $0,9 \pm 0,2$ секстанта с кровоточивостью десны, $1,5 \pm 0,2$ секстанта с зубным камнем, $1,8 \pm 0,25$ секстанта с глубиной пародонтального кармана 4-5 мм, $0,1 \pm 0,04$ секстанта с глубиной кармана более 6 мм и $1,5 \pm 0,14$ секстанта были исключены из обследования по причине отсутствия зубов (рис. 43).

В группе сравнения перед началом ортопедического лечения наблюдалось $0,4 \pm 0,12$ секстанта с интактным пародонтом, $0,5 \pm 0,15$ секстанта с кровоточивостью десны, $1,7 \pm 0,2$ секстанта с зубным камнем, $2,0 \pm 0,19$ секстанта с

глубиной кармана 4-5 мм, $0,2 \pm 0,06$ с глубиной кармана более 6 мм, $1,2 \pm 0,17$ исключенных секстантов.



Рисунок 43. Состояние тканей пародонта по индексу CPI у пациентов первой и второй групп перед началом ортопедического лечения

Через 6 мес. на фоне неудовлетворительной гигиены произошло некоторое ухудшение состояния тканей пародонта в обеих группах.

В основной группе незначительное снижение количества здоровых секстантов (до $0,1 \pm 0,04$) сопровождалось некоторым повышением показателей кровоточивости до $0,9 \pm 0,19$ и зубного камня до $1,6 \pm 0,14$. Количество исключенных секстантов сохранилось на прежнем уровне ($1,5 \pm 0,14$), так же, как и количество секстантов с пародонтальными карманами глубиной 4-5 мм - $1,8 \pm 0,25$ и более 6 мм - $0,1 \pm 0,04$ (рис. 44).



Рисунок 44. Состояние тканей пародонта по индексу CPI у пациентов первой и второй групп через 6 мес. после ортопедического лечения

В группе сравнения через 6 мес. также произошло некоторое ухудшение состояния тканей пародонта: количество интактных секстантов пародонта уменьшилось до $0,2 \pm 0,09$, количество секстантов с кровоточивостью увеличилось до $0,6 \pm 0,16$, количество секстантов с глубиной кармана 4-5 мм увеличилось до $2,1 \pm 0,19$. Количество секстантов с зубным камнем, исключенных и секстантов с глубиной кармана более 6 мм не изменилось.

Через 12 мес. после проведенного лечения у пациентов основной группы количество здоровых секстантов не изменилось, но отмечалось незначительное повышение показателей зубного камня до $1,8 \pm 0,15$ за счет снижения показателя кровоточивости до $0,7 \pm 0,12$. Количество исключенных секстантов сохранилось на прежнем уровне ($1,5 \pm 0,14$), так же, как и количество секстантов с пародонтальными карманами глубиной 4-5 мм - $1,8 \pm 0,25$ и более 6 мм - $0,1 \pm 0,04$ (рис. 45).

В группе сравнения через 12 мес. количество интактных секстантов пародонта уменьшилось до $0,1 \pm 0,06$, количество секстантов с кровоточивостью увеличилось до $0,7 \pm 0,12$. Количество секстантов с зубным камнем, пародонтальными карманами и исключенных секстантов не изменилось.



Рисунок 45. Состояние тканей пародонта по индексу CPI у пациентов первой и второй групп через 12 мес. после ортопедического лечения

Сравнительный анализ показал отсутствие достоверных различий состояния тканей пародонта между первой и второй группами на всех сроках наблюдения.

3.2.5. Сравнительный анализ положительных и отрицательных качеств съемных протезов из полиэфирэфиркетона и акрила

Проведенное исследование позволило провести сравнение положительных и отрицательных свойств съемных протезов из ПЭЭК и традиционных протезов с акриловыми базами и металлическими кламмерами с точки зрения их клинического применения (таблица 13).

Анализируя возможности и свойства съемных протезов из различных конструкционных материалов, приведенные в таблице 1, становится очевидным явное преимущество протезов из полиэфирэфиркетона, как более биосовместимых, эстетичных и функциональных. У традиционных конструкций протезов из акриловых пластмасс с металлическими кламмерами имеется лишь несколько достоинств: низкая себестоимость, простая технология и минимум оборудования для изготовления.

Себестоимость съемных протезов из ПЭЭК зависит от технологии изготовления: менее дорогостоящим способом является изготовление методом прессования, более высокая себестоимость выходит при производстве способом CAD/CAM, поскольку включает в себя не только стоимость самого материала, но и требует обучения специалистов и приобретения дорогостоящего оборудования - 3D сканера, компьютера со специальным программным обеспечением для 3D моделирования, автоматизированного устройства для фрезерования. Другим недостатком способа CAD/CAM является нерациональное использование материала, так как в ходе изготовления протезов методом фрезерования часть материала теряется в процессе производства и не может быть использовано повторно.

Протезы из полиэфирэфиркетона благодаря биоинертности этого материала отличаются отсутствием цитотоксического действия и аллергических реакций, что доказано многочисленными экспериментальными и клиническими исследованиями. Отсутствие у съемных протезов из полиэфирэфиркетона каких-либо металлических элементов, в отличие от традиционных конструкций из

акриловых пластмасс с металлическими кламмерами, полностью решают проблемы, связанные с присутствием металла в полости рта: металлический привкус, коррозию, гальванические эффекты при наличии различных металлов. Еще одним очень важным преимуществом протезов из ПЭЭК является быстрый срок адаптации, комфорт при пользовании протезом.

Таблица 13. Сравнительный анализ положительных и отрицательных качеств съемных протезов из ПЭЭК и акрила

Параметры	Съемные протезы из полиэфирэфиркетона	Съемные протезы из акриловой пластмассы с металлическими кламмерами
Себестоимость	высокая	низкая
Технология изготовления	сложная	простая
Стоимость оборудования	зависит от технологии изготовления	низкая
Биосовместимость	высокая (отсутствие цитотоксических и аллергических реакций, отсутствие дискомфорта пациента)	низкая (высокий риск развития токсико-аллергических реакций, металлический привкус)
Эстетические свойства	высокие (кламмеры из ПЭЭК эстетичнее, чем металлические кламмеры акриловых протезов)	низкие (за счет присутствия металлических кламмеров)
Адаптация к протезному ложу	высокая	низкая
Окклюзионная стабильность	высокая (возможно изготовление окклюзионных накладок → повышение окклюзионной стабильности)	низкая (изготовление окклюзионных накладок невозможно)
Травма эмали и дентина опорных зубов	меньше (ввиду эластических свойств материала)	больше
Механическая прочность	высокая	низкая
Горизонтальный путь введения протеза	есть	нет
Примечание: - преимущество, - недостаток		

Немаловажным фактором, который следует учитывать при изготовлении съемных протезов, является эстетика конструкции. Металлические кламмеры,

расположенные на зубах фронтальной группы, существенно снижают эстетические свойства съемного протеза, что демонстрируют нижеприведенные клинические случаи (рис. 46).

**а****б****в****г**

Рисунок 46. Съемные протезы из акриловой пластмассы: а, б – замещение дефекта зубного ряда верхней челюсти (IV класс по Кеннеди); в, г - замещение двусторонних концевых дефектов зубного ряда верхней челюсти (I класс по Кеннеди)

К недостаткам хром-кобальтового сплава следует отнести подверженность окислительным процессам под действием слюны, что при расположении кламмера в пришеечной области зуба может приводить к темному цвету десны вследствие импрегнации продуктами окисления металлов.

Элементы протезов, выполненные из ПЭЭК, менее заметны в полости рта, чем конструкции, изготовленные с применением металлических сплавов при тех же клинических условиях. Это демонстрируют фотографии клинического случая замещения съемными протезами из полиэфирэфиркетона включенных дефектов обоих боковых отделов зубного ряда верхней челюсти (III класс по Кеннеди) и двусторонних концевых дефектов зубного ряда нижней челюсти (I класс по Кеннеди) (рис. 47).

**а****б****в****г**

Рисунок 47. Съемные протезы из полиэфирэфиркетона: а, б – замещение дефектов боковых отделов зубного ряда верхней челюсти (III класс по Кеннеди); в, г - замещение двусторонних концевых дефектов зубного ряда нижней челюсти (I класс по Кеннеди)

При данном клиническом случае использование традиционного съемного протеза из полиметилметакрилата с гнутыми проволочными кламмерами было бы менее эстетичным, так как расположение кламмеров находится в пришеечной области клыков и премоляров. Элементы протеза из ПЭЭК соответствуют цвету естественных зубов и менее заметны. Возможно, дальнейшее развитие химии полимеров приведет к производству ПЭЭК с более высокой прозрачностью и разнообразной цветовой гаммой, что расширит применение этого материала для изготовления элементов стоматологических конструкций в эстетически значимой зоне.

Протезы из ПЭЭК, благодаря высокотехнологичному производству имеют более точные размеры, полное соответствие базиса протезному ложу, хорошую фиксацию в полости рта, что позволяет исключить воспалительные явления со стороны слизистой оболочки.

Применение ПЭЭК позволяет изготовить более функциональный протез по сравнению с конструкцией с акриловым базисом и кламмерами из кобальт-хромового сплава. Оклюзионные накладки и кламмеры, выполненные из термопластичного материала и точно соответствующие отпрепарированной части опорного зуба, позволяют обеспечить адекватную фиксацию и окклюзионную стабильность (рис.48). Съемные протезы из акриловой пластмассы с металлическими кламмерами имеют низкую стабильность, так как отсутствует дополнительная ретенция за счет окклюзионных накладок.

Изготовление опорно-удерживающих кламмеров из ПЭЭК позволяет не обрабатывать опорные зубы и не покрывать их коронками. Такие кламмеры за счет своей эластичности значительно улучшают фиксацию протеза и не оказывают негативного воздействия на твердые ткани опорных зубов. Их применение позволяет снизить крутящий момент и нагрузку на опорные зубы при окклюзионной нагрузке, что предотвращает их разрушение.

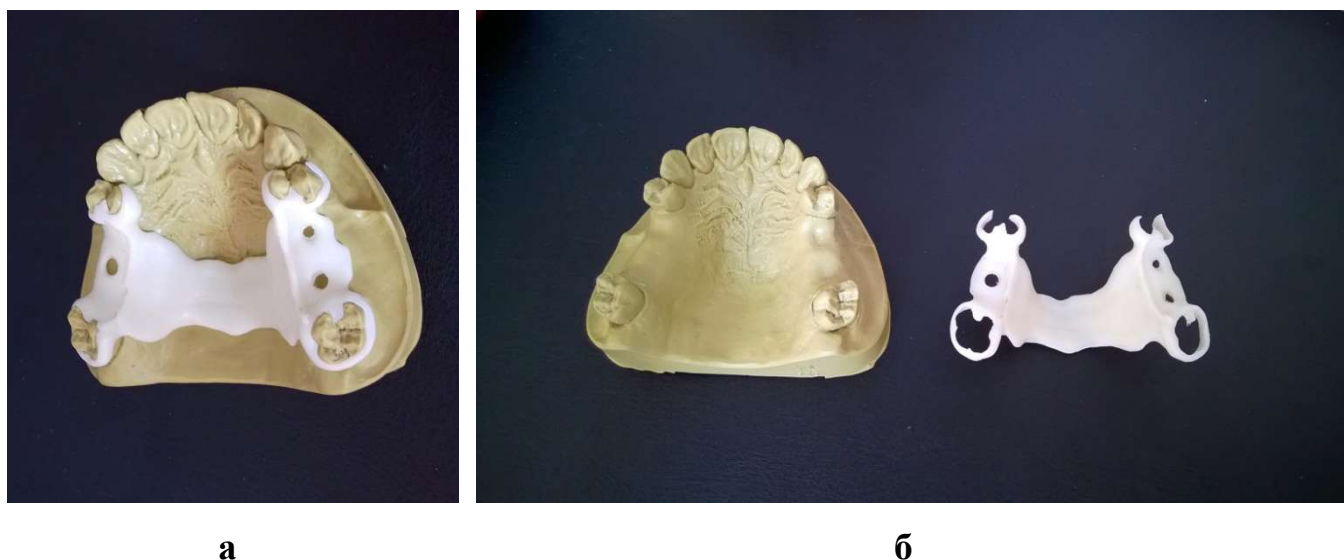


Рисунок 48 а, б. Каркас съемного протеза с кламмерами и окклюзионными накладками, изготовленный из полиэфирэфиркетона для замещения дефектов боковых отделов зубного ряда верхней челюсти (III класс по Кеннеди)

Поскольку съемные протезы в процессе жевания испытывают высокие силовые нагрузки и подвергаются трению, важными характеристиками конструкционных материалов являются высокая механическая прочность и износостойкость.

Высокий модуль упругости полиэфирэфиркетона способствует его устойчивости к истиранию. Более высокие показатели ударной вязкости ПЭЭК предотвращают разрушение протезов в процессе их функционирования и при воздействии экстремальных внешних сил, например, при падении протеза. При ударе металлические элементы традиционного съемного протеза деформируются, а базис из акриловой пластмассы ввиду его высокой хрупкости может сломаться, тогда как протез из ПЭЭК благодаря упругости после удара примет свою исходную форму.

При правильном использовании съемного протеза, его регулярном извлечении из полости рта на ночь или для гигиенического ухода, кламмеры из металла постепенно ослабевают, так как имеют жесткую строгоупорядоченную кристаллическую решетку и не обладают свойствами возвратной упругости, что

впоследствии негативно сказывается на фиксации протеза. При многократном изгибании металлические кламмеры подвержены усталостному разрушению, поскольку происходит разрыв связей кристаллической решетки, что приводит к появлению трещин и перелому металла в области сгиба.

Для каждого пациента среди нескольких возможных путей введения протеза следует выбирать наиболее удобный, при котором протез легко накладывается и обеспечивается одинаковая ретенция на всех опорных зубах. Путь введения протеза зависит от расположения кламмеров, поэтому его выбирают при изучении модели в параллеломере.

Свойство термопластических полимеров возвращаться в исходное состояние при значительных деформирующих нагрузках открывает возможность вводить протез горизонтально – параллельно плоскости зубного ряда. При таком пути введения возможна фиксация без расположения кламмеров на вестибулярной поверхности зубов – они крепятся на проксимальных и язычных (небных) поверхностях зубов. Такой путь введения и фиксация не только значительно увеличивают эстетические свойства съемного протеза, но и способствуют решению многих проблем, связанных с его эксплуатацией.

Таким образом, использование полиэфирэфиркетона позволяет значительно расширить возможности и эффективность ортопедического лечения с применением съемных протезов и предотвратить ряд осложнений, которые возникают в клинической практике ортопедической стоматологии при изготовлении конструкций с использованием акриловых пластмасс и металлов.

ГЛАВА 4. ТАКТИКА ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ С ЧАСТИЧНОЙ АДЕНТИЕЙ С ПРИМЕНЕНИЕМ СЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ ИЗ ПОЛИЭФИРЭФИРКЕТОНА

Результаты экспериментальных и клинических исследований позволили разработать тактику ортопедического лечения пациентов с частичной адентией с применением съемных конструкций протезов из полиэфирэфиркетона, основанную на результатах собственных исследований (таблица 14).

Таблица 14. Сравнительная характеристика двух материалов на основе полиэфирэфиркетона

Характеристики	«Bio XS»	«Dentokeep Peek»
Себестоимость	Более низкая	Более высокая
Необходимое оборудование	Традиционное оборудование для изготовления съемных протезов методом прессования (муфельная печь с плунжером, вакуумный пресс)	Требуется специальное оборудование (3D сканер, компьютер, программное обеспечение для 3D проектирования, автоматизированный фрезерный станок)
Наличие отходов материала при производстве	Нет	При изготовлении протезов методом фрезерования часть материала теряется в процессе производства и не может быть использовано повторно
Длительность и стоимость обучения специалистов процессу производства	Более низкая	Более высокая
Временные затраты и трудоемкость производства	Более высокие	Более низкие
Точность изготовления	Более низкая	Более высокая
Качество структуры	Менее плотная и однородная	Более плотная и однородная
Механическая прочность	Более низкая	Более высокая
Стойкость к износу и	Более низкая	Более высокая

истиранию		
Водопоглощение	Более высокое	Более низкое
Цветостабильность	Более низкая	Более высокая
Временные затраты и трудоемкость окончательной обработки поверхности	Более высокие	Более низкие
Качество финишной обработки поверхности	Менее гладкая	Более гладкая
Прочность адгезионного соединения с композитом	109,5±2,67 МПа	87,2±1,6 МПа
Прочность адгезионного соединения с акрилом	5,57±0,39 МПа	7,93±0,13 МПа
Степень адгезии бактерий и грибов	Индекс адгезии 0,42	Индекс адгезии 0,42
Эффективность гигиенической обработки раствором «Protefix»	Снижение индекса адгезии <i>St. aureus</i> и <i>E.coli</i> до 0,12; <i>C. albicans</i> - до 0,16	Снижение индекса адгезии <i>St. aureus</i> до 0,12; <i>E.coli</i> - до 0,16; <i>C. albicans</i> - до 0,12
Примечание: - преимущество, - недостаток, - нет различий		

Выбор материала и технологии изготовления

Выбор материалов для построения частичных съемных протезов и технологии изготовления должен основываться на современных научных данных о преимуществах и недостатках этих материалов, возможностях зуботехнической лаборатории, результатах клинического обследования и пожеланиях пациента.

Съемные протезы, изготовленные методом автоматизированного фрезерования из промышленных заготовок полиэфирэфиркетона, имеют более плотную и однородную структуру, обладают более высокой прочностью и износостойкостью, низким водопоглощением и хорошей цветостабильностью. При изготовлении съемного протеза методом автоматизированного фрезерования существует меньше погрешностей, обусловленных действиями оператора, поэтому фрезерованные конструкции гораздо более точные. Дополнительным преимуществом способа CAD/CAM является снижение временных затрат и трудоемкости производства протезов, возможность виртуального проектирования

элементов конструкции в соответствии с конкретной клинической ситуацией и многократного внесения изменений в будущую модель.

При проектировании каркаса съемного протеза в программе для 3D моделирования имеется целый ряд возможностей, которыми можно оперировать для достижения оптимальных характеристик будущей конструкции протеза:

- изменение положения виртуальной модели для определения единственного «пути введения» протеза;
- автоматическое определение зон поднутрений и при необходимости коррекция «пути введения»;
- определение линии расположения опорно-удерживающих кламмеров на опорных зубах с учетом локализации и выраженности зон поднутрений;
- размещение седел в области отсутствующих зубов;
- размещение коннекторов и дуг.

Одним из немаловажных факторов, сдерживающих широкое применение высокотехнологичных протезов, является итоговая стоимость готовой конструкции. Метод фрезерования предусматривает применение дорогостоящего оборудования, что значительно увеличивает себестоимость готового изделия. Для изготовления протеза этим способом необходимы 3D сканер, компьютер, программное обеспечение для 3D проектирования, автоматизированный фрезерный станок. Напротив, для изготовления протезов методом прессования может быть использовано традиционное оборудование, имеющееся в большинстве зуботехнических лабораторий (муфельная печь с плунжером, вакуумный пресс) и применение уже хорошо отработанной технологии прессования.

Себестоимость протезов, выполненных способом CAD/CAM, повышается также за счет высокого процента отходов материала в процессе производства, которые невозможно использовать повторно, поскольку фрезерование – это субтрактивный производственный метод. На нижеприведенной фотографии видно, что фрезерованные кламмеры составляют меньшую часть исходной заготовки ПЭЭК (рис. 49).



Рисунок 49. Кламмеры из ПЭЭК, полученные методом фрезерования

Аддитивным методом CAD/CAM производства является 3D печать из расплавленного полимера, но для изделий из полиэфирэфиркетона этот способ находится на стадии разработки. Возможно, в ближайшем будущем эта технология будет внедрена в клиническую практику, что сделает высококачественные протезы из ПЭЭК более экономичными и доступными более широкому кругу пациентов.

Помимо этого проектирование и изготовление съемных протезов способом CAD/CAM требует наличия определенных знаний и навыков, как у врача, так и зубного техника, что также сопровождается материальными затратами. Однако стремительное развитие высокотехнологичных процессов производства съемных протезов убедительно свидетельствует о том, что они имеют долгосрочные перспективы, поэтому обучение современным технологиям сегодня является хорошей инвестицией в свое будущее профессиональное мастерство.

Облицовка композитом и соединение с акриловой пластмассой

Изделия, полученные методом прессования из ПЭЭК в виде гранул, имеют наиболее высокую степень адгезии с композитом, что позволяет проводить облицовку каркаса протеза композитными материалами для придания эстетических свойств. Несколько ниже степень адгезии с композитными материалами у ПЭЭК в виде промышленных заготовок для фрезерования. Для повышения адгезии полиэфирэфиркетона с композитной облицовкой

рекомендуется проводить пескоструйную обработку поверхности протеза с использованием окиси алюминия (при давлении не более 2 атм и размером частиц 110 микрон) с последующим нанесением праймера. Наиболее подходящим для этих целей является «Visiolink» («Bredent», Германия).

Для соединения каркасов протезов из полиэфирэфиркетона с акриловой пластмассой наиболее подходящим способом является механическая ретенция за счет создания сквозных отверстий в основании искусственного зуба или тонких бороздок по краю акрилового базиса, так как показатели адгезии между полиэфирэфиркетонам и другими полимерами достаточно низкие.

Обработка поверхности протезов

Одним из важнейших вопросов является обеспечение качественной поверхности съемных конструкций протезов из термопластических полимеров и комплекс эффективных мероприятий по гигиеническому уходу.

На этапах изготовления зубных протезов из полиэфирэфиркетона необходимо придерживаться четкого алгоритма финишной обработки с последовательным применением инструментария с более низкой абразивностью. Шлифовальное оборудование необходимо использовать на минимальных оборотах. Скорость вращающегося абразивного инструмента должна составлять не более 5000 об/мин. Всю наружную поверхность протеза необходимо обрабатывать возвратно-поступательными движениями. Касания вращающегося инструментария должны осуществляться плавно, поверхностно, без давления. Режим работы должен быть прерывистым. Обработка должна проводиться в прерывистом режиме с интенсивным водным охлаждением.

Полировку поверхности протеза рекомендуется проводить, используя тканевую щетку с полировочной пастой. Щетку следует периодически хорошо смачивать. Легкими прикосновениями к материалу следует продолжать полировку до появления желаемого блеска. Финишную обработку следует проводить щеткой–пуховкой.

Важным фактором для достижения гладкой поверхности является применение подходящей для каждого материала полировочной пасты. Для

полировки элементов протезов из полиметилметакрилата и полиоксиметилена рекомендуется использование пасты «Полисет №4» с последующей обработкой щеткой пуховкой. Наиболее предпочтительным способом обработки каркасов съемных протезов из полиэфирэфиркетона является полировка с пастой «Blue Shine» с последующей обработкой щеткой–пуховкой. Следует отметить, что качество полированной поверхности при аналогичных видах финишной обработки выше у ПЭЭК в виде блоков для фрезерования

Гигиенический уход

Для обеспечения долговременного функционирования съемного протеза из полиэфирэфиркетона необходимо выполнять комплекс профилактических и гигиенических мероприятий.

Проведенное исследование убедительно показало, что пациенты, пользующиеся съемными протезами, не выполняют режим профессионального и индивидуального гигиенического ухода за полостью рта и имеющимися зубными протезами из термопластов, поэтому их необходимо многократно мотивировать на осуществление этих мероприятий.

На этапе наложения и фиксации съемной конструкции протеза необходимо информировать пациента, что любые загрязнения, налет, шероховатости и неровности могут стать ретенционными пунктами для задержки грибов, бактерий, остатков пищи и тем самым привести к возникновению воспалительных явлений на слизистой оболочке рта, поэтому в процессе эксплуатации необходимо осуществлять регулярный гигиенический уход за протезом и полостью рта с применением рекомендуемых средств.

При ортопедическом лечении с применением съемных протезов рекомендуется проводить обучение пациентов гигиеническому уходу за полостью рта, процедуре обработки протезов и осуществлять контроль гигиены полости рта и съемных ортопедических конструкций не реже 1 раза в 6 мес. Пациентам, склонным к курению и частому употреблению красящих напитков рекомендуется более частое обращение за проведением профессиональной гигиены, по мере появления отложений и дисколоритов на поверхности протезов.

Пациентов необходимо просвещать о современных способах очистки съёмных зубных протезов. Для ежедневного гигиенического ухода и антимикробной обработки протезов рекомендуется использовать препараты с перборатом натрия, например «Protefix». Для своевременной консультации, помощи и поддержания здорового функционирования зубочелюстной системы, всем пациентам, пользующимся конструкциями из термопластических пластмасс необходимо назначать контрольный осмотр через 6 мес. пользования съёмным протезом.

ГЛАВА 5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Актуальной проблемой современной стоматологии является ортопедическое лечение пациентов с частичными дефектами зубных рядов, которым требуется изготовление съемных протезов [36, 60, 124, 144, 148, 199, 226]. Среди различных вариантов лечения частичные съемные протезы имеют ряд преимуществ по сравнению с постоянными протезами или конструкциями с опорой на имплантаты, особенно у пожилых пациентов [10, 122, 139, 186].

Выбор материала и технологии изготовления съемных протезов зависит от целого ряда факторов. Акриловые пластмассы и кобальт-хромовые сплавы, традиционно используемые для создания такого типа конструкций, имеют ряд существенных недостатков: эстетически неприемлемый вид металлических кламмеров, дискомфорт пациента от присутствия металла в полости рта, высокую вероятность токсико-аллергических реакций. Эти проблемы ограничивают применение съемных протезов и диктуют поиск новых материалов и технологий для их изготовления [18, 96, 139, 140, 157, 287].

Современные достижения в области химии полимеров привели к разработке технологий изготовления съемных протезов из термопластических полимерных материалов, которые не имеют вышеуказанных недостатков. Внедрение их в широкую клиническую практику позволит создавать эстетически привлекательные ортопедические конструкции, повысить биосовместимость, долговечность и эластичность съемных протезов, что, в свою очередь, будет способствовать более широкому их применению [144].

Одним из перспективных термопластических полимеров является полиэфирэфиркетон, имеющий хорошую биосовместимость, подходящие механические свойства, высокую термостойкость и химическую стабильность [287]. Этот материал является хорошей альтернативой акрилатам и сплавам благородных металлов в качестве каркасного материала при изготовлении частичных съемных протезов [118, 132, 206, 228, 311]. Эффективным способом изготовления съемных протезов из ПЭЭК является технология CAD/CAM,

которая позволяет создавать конструкции с высокой степенью точности, сокращает временные затраты и трудоемкость производства [186].

ПЭЭК лишен многих отрицательных свойств, которые присущи акриловым пластмассам, но имеет свои недостатки – сероватый цвет и низкую прозрачность. Это ограничивает его применение в клинических ситуациях, когда требуется максимальная эстетика. Решением данной проблемы является облицовка поверхности ПЭЭК более прозрачными и эстетичными материалами. Однако ПЭЭК из-за своей цикличной ароматической структуры имеет инертную и гидрофобную поверхность с низкой поверхностной энергией, что ухудшает его адгезию с другими стоматологическими материалами [259].

В связи с этим, актуальным направлением научных исследований является изучение прочности адгезионного соединения между ПЭЭК и облицовочными материалами, выявление оптимальных методов предварительной обработки и кондиционирования поверхности ПЭЭК, позволяющих исключить сколы облицовки при клиническом применении [143, 165, 185, 197, 274, 276].

Учитывая актуальность и важность этой проблемы, одной из задач настоящего исследования являлась сравнительная оценка показателей адгезионной прочности соединения образцов из полиэфирэфиркетона и полиоксиметилена с композитом и акриловой пластмассой. Для улучшения адгезии проводили предварительную обработку поверхности материалов пескоструйным способом с последующим нанесением праймера «Visiolink®». Испытания проводили методом сдвига, который позволяет не только оценить силу адгезии двух материалов, но и оценить общую механическую стабильность образцов.

Проведенное нами экспериментальное исследование прочности на сдвиг показало, что при соединении с композитом самые высокие показатели прочности отмечались у образцов из материала «Bio XS» ($109,5 \pm 2,67$ МПа), средние – у «Dentokeep РЕЕК» ($87,2 \pm 1,6$ МПа), тогда как у образцов из «Dental D» прочность соединения с композитом была самой низкой $80,2 \pm 2,2$ МПа (различия по сравнению с «Bio XS» достоверны - $p < 0,005$, различия по сравнению с «Dentokeep

РЕЕК» не достоверны - $p > 0,05$). Это объясняется тем, что полиоксиметилен имеет более высокую плотность и степень кристалличности. Такие полимеры обладают более низкой адгезией за счет малой площади контакта поверхностей, а также пониженной склонности к взаимной диффузии молекул.

Сравнение двух материалов на основе ПЭЭК показало, что достоверно более высокая адгезионная прочность с композитом отмечалась у «Bio XS» (различия по сравнению с «Dentokeep РЕЕК» достоверны - $p < 0,005$). Очевидно, это связано с более плотной структурой промышленных заготовок ПЭЭК в виде блоков для фрезерования, что обеспечивает устойчивость поверхности данного материала к пескоструйной обработке и несколько снижает прочность его соединения с композитом [161, 208].

Полученные нами результаты подтверждаются данными других недавних исследований, в которых для клинического применения в качестве эффективного метода соединения ПЭЭК с композитами рекомендуется пескоструйная обработка его поверхности с последующим применением праймеров «Visiolink» или «Luxatemp Glaze & Bond» [143, 165, 185, 197, 274, 276].

При изготовлении съемных протезов часто возникает потребность соединения конструктивных элементов из разных материалов, в том числе с применением адгезивов. Адгезия полимеров является сложным явлением, которое зависит от многих химических, физических и механических параметров. Химический механизм адгезии до конца не ясен, но определяющую роль в успехе адгезионного соединения отводят химической природе материала и используемого адгезива, а также их способности к взаимодействию [217].

По-видимому, решающим фактором для увеличения химической связи между ПЭЭК и композитами является использование праймера, имеющего в своем составе метилметакрилатные мономеры, которые вступают в химические реакции с двойными углеродными связями в органической матрице [198]. Помимо этого «Visiolink» содержит пентаэритритолтриакрилат, который вероятно обладает способностью модифицировать поверхность ПЭЭК [273, 274, 276, 279].

Пескоструйная обработка поверхности ПЭЭК приводит к повышению прочности адгезионного соединения за счет увеличения площади контакта между материалом и адгезивом, удаления загрязненных слоев материала и увеличения смачиваемости его поверхности. Наличие шероховатости поверхности после абразивной обработки препятствует прямолинейному распространению трещин вдоль границы контакта, поскольку затекание адгезива в неровности материала способствует микромеханической ретенции [189, 265, 273].

По результатам нашего исследования, прочность связи на сдвиг с акрилом у всех исследованных образцов термопластических полимеров была на порядок ниже, чем при их соединении с композитом ($11,5 \pm 1,19$ МПа – для «Dental D», $5,57 \pm 0,39$ МПа – для «Bio XS», $7,93 \pm 0,13$ МПа – для «Dentokeep PEEK»). Другими авторами были получены аналогичные данные. В частности, при соединении образцов из ПЭЭК BioHPP (Bredent), подвергнутых пескоструйной обработке, с акриловой базисной пластмассой горячей полимеризации (SpofaDental) были получены показатели прочности при сдвиге $10,330 \pm 1,602$ МПа [189].

Низкие силы адгезии термопластических полимеров, таких как полиоксиметилен и полиэфирэфиркетон, с акриловой пластмассой создают определенные трудности при использовании этих материалов для изготовления каркасов съемных протезов. Для повышения прочности соединения элементов конструкции из этих термопластических полимеров с акрилом необходимо применять способы механической ретенции (создание сквозных отверстий или тонких бороздок по краю).

Окончательная обработка поверхности съемного протеза является важным фактором, который определяет комфорт пациента, долговечность и эстетические свойства протеза. Доказано, что разрушение полимеров обычно происходит в участках локальных концентраций напряжений, которые возникают на шероховатых и пористых поверхностях. Микродефекты поверхности уменьшают прочность и пластичность полимера, служат причиной его деформации и повреждения [222].

Топография поверхности еще более важна для усталостной прочности, поскольку усталостное разрушение обычно начинается в области поверхностных дефектов и распространяется внутрь с увеличением числа циклов нагружения [208]. Шероховатость поверхности базисов съемных протезов способствует адгезии микроорганизмов и образованию зубного налета, что приводит к дисбиозу полости рта и оказывает негативное влияние на ткани протезного ложа.

В связи с этим, в задачи настоящего исследования входило изучение качественных характеристик поверхности термопластических материалов после различных способов ее обработки.

Как показали результаты исследования, обработка карборундовым камнем приводила к появлению поверхностных дефектов на поверхности всех изученных материалов. На обработанных им поверхностях были заметны многочисленные борозды, идущие в направлении движения шлифовального инструмента. Это могло произойти либо из-за грубой зернистости самого шлифовального инструмента, либо из-за захваченных им отколовшихся частиц обрабатываемого материала. Более гладкие поверхности можно было бы получить с помощью инструмента с более мелкими частицами; однако это увеличило бы риск его засорения дисперсным материалом.

Дополнительная финишная обработка поверхности с помощью полировочных паст позволяла значительно уменьшить шероховатость поверхности образцов за счет удаления выступающих частиц полимерного материала или их агломератов. При микроскопическом исследовании было отмечено уменьшение глубины и ширины борозд и других поверхностных микродефектов.

Качество финишной обработки базисных полимеров в клинических условиях может влиять на уровень первичной адгезии микроорганизмов при их контакте с поверхностью протеза и на последующее формирование микробной биоплёнки. Поэтому важно знать, как различные системы полировки влияют на шероховатость поверхности термопластических базисных материалов съемных протезов.

В ходе финишной обработки образцов из материалов «Vertex rapid simplified» и «Dental D» наиболее гладкие поверхности были получены с использованием полировочной пасты «Полисет №4» с последующей обработкой щеткой пуховкой. При обработке образцов из материалов «Bio XS» и «Dentokeep РЕЕК» наиболее эффективной была полировка с использованием щетки с полировочной пастой «Blue Shine» с последующей обработкой щеткой–пуховкой.

Абразивность полировочной системы и результирующая гладкость поверхности зависит от размера абразивных частиц, присутствующих в системе полировки. По-видимому, отечественная паста «Полисет №4» обладает более мягким абразивным действием, чем паста «Blue Shine», поэтому подходит для финишной обработки менее твердых полимеров, таких как полиметилметакрилат и полиоксиметилен, в то время как паста «Blue Shine» является для них слишком абразивной, о чем свидетельствует более шероховатая поверхность этих материалов. Напротив, для обработки более твердого и стойкого к истиранию полиэфирэфиркетона абразивного действия пасты «Полисет №4» явно недостаточно, поэтому целесообразнее использовать полировочную пасту «Blue Shine», которая дает более гладкую поверхность.

Следует отметить, что при сравнении микроструктуры поверхностей четырех изученных полимерных материалов более гладкие поверхности после одного и того же способа обработки были отмечены у материалов на основе полиэфирэфиркетона, причем у «Dentokeep РЕЕК» было выявлено меньше поверхностных дефектов, чем у «Bio XS».

Очевидно, это связано с более плотной и однородной структурой ПЭЭК в виде блоков для фрезерования, которые проходят промышленное прессование с соблюдением стандартизированной технологии, в то время как прессовка гранулированного ПЭЭК происходит в лабораторных условиях, где такие параметры, как давление, температурный режим и время, могут существенно варьировать [208]. Показатели твердости и сопротивление разрушению образцов ПЭЭК, изготовленных из блоков способом CAD/CAM выше, чем у образцов ПЭЭК, полученных методом прессования из гранул или таблеток [274, 276, 280].

Помимо эффективности используемых в работе абразивов и полировочных систем существуют дополнительные факторы, влияющие на результаты полировки, такие как величина давления, используемого при обработке, ориентация абразивной поверхности и продолжительность обработки.

По данным Саливончик М.С. (2015), из-за давления и нагревания в ходе механической обработки происходит быстрая деформация изделий из термопластических материалов [82]. Повышение давления приводит к более быстрому истиранию абразивом обрабатываемой поверхности. Тепло от трения, генерируемое при абразивной обработке, вызывает микротрещины в полимерной матрице, что в результате дает более грубую поверхность. Из-за тепла, выделяемого во время процедуры полировки, материал может также подвергаться пластической деформации. Повторная обработка оплавленного участка полимера приводит к потере качества и времени, а иногда и к безвозвратно испорченному изделию. Также сложности имеются с приданием образцу окончательного блеска.

Пластмассы являются мягкими материалами и требуют мало энергии для механической обработки, но трудности возникают из-за их низкой теплопроводности, высокого коэффициента теплового расширения и низкого модуля упругости. Первая из этих трудностей имеет особое значение при обработке конструктивных элементов съемных протезов, поскольку низкая теплопроводность полимера может привести к перегреву поверхности материала. Если в ходе обработки достигнута температура стеклования, это вызывает деформацию поверхности. Температура стеклования является важной эксплуатационной характеристикой полимерного материала, так как она соответствует верхней температурной границе теплостойкости пластмасс, при превышении которой они практически скачкообразно переходят в пластичное состояние. Также при этом резко возрастает температурный коэффициент расширения материала.

Необходимо отметить, что полиэфирэфиркетон имеет самую высокую температуру стеклования из исследованных нами пластмасс (143°C), в то время как температура стеклования полиметилметакрилата составляет 105°C,

полиоксиметилена -60°C (см табл. 1). Соответственно, у полиэфирэфиркетона гораздо выше другие термические характеристики: температура плавления (335°C) и максимальная рабочая температура (260°C). Благодаря этим свойствам, ПЭЭК является термоустойчивым материалом, поэтому риск его оплавления в ходе механической обработки значительно меньше.

Механическая обработка термопластических материалов, как правило, затруднена из-за их упругости: материалы имеют тенденцию к растяжению при шлифовке с помощью вращательных инструментов. Показатель твердости материала характеризует его износоустойчивость, способность противостоять истиранию. Полиэфирэфиркетон наименее упругий и самый твердый из исследованных нами материалов (модуль упругости 3,8 ГПа, твердость – 210 Н/мм^2), поэтому изделия из него обладают поверхностью, высокоустойчивой к абразивной обработке. Полиметилметакрилат и полиоксиметилен имеют более высокую склонность к поверхностным повреждениям в ходе абразивной обработки, так как их модуль упругости и твердость ниже. Следует отметить, что термопластический материал на основе полиоксиметилена ввиду своих физико-химических характеристик полируется сложнее, чем акриловая пластмасса горячей полимеризации. Эти данные подтверждаются результатами исследований, проведенных другими авторами [46, 82, 96]. По видимому, это определяется более низкими показателями твердости полиоксиметилена (140 Н/мм^2), чем у полиметилметакрилата (180 Н/мм^2).

Таким образом, важными факторами, которые необходимо учитывать в ходе окончательной обработки элементов полимерных каркасов съемных протезов, являются:

- разработка алгоритма обработки (последовательность действий, длительность каждого этапа обработки);
- выбор подходящих для этих целей абразивных вращательных инструментов;

- соблюдение режима обработки (правильная ориентация абразивной поверхности, обработка без дополнительного давления, периодическое охлаждение обрабатываемой поверхности);

- применение оптимальных для каждого материала полировочных паст.

На поверхности протезов нередко выявляются патогенные и условно-патогенные микроорганизмы, в том числе не типичные для орального микробиома, такие как *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus pneumoniae*, *Haemophilus influenzae*, *Haemophilus parainfluenzae*, *Escherichia coli*, *Klebsiella pneumoniae*, *Proteus mirabilis*, *Enterobacter cloacae*, *Pseudomonas aeruginosa* [39, 90, 133, 146, 153, 235, 241, 263, 268]. Доказано, что эти микроорганизмы не только ухудшают состояние микробиоценоза полости рта, вытесняя нормальную микрофлору, но и принимают участие в патогенезе различных инфекционных заболеваний [210, 235, 245].

Проведенные нами экспериментальные микробиологические исследования показали, что тест-культуры *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* и *Candida albicans* проявили умеренную степень адгезии ко всем исследованным материалам для изготовления зубных протезов. Степень адгезии микроорганизмов является важным показателем, так как определяет особенности последующей микробной колонизации конструкции съемного протеза, который при нахождении в полости рта оказывает влияние на весь оральный микробиоценоз [37, 112].

По данным ряда исследований, в которых проводилась оценка поверхности съемных протезов с помощью сканирующей электронной микроскопии, установлено, что бактерии и грибы *Candida* не только колонизируют поверхность, но также проникают в поры, трещины и другие дефекты материала протеза [27, 78]. При этом глубина проникновения микроорганизмов в толщу полимерного базиса протеза может достигать более 2,5 мм [79]. Уже на стадии адгезии *Staphylococcus aureus* и *Candida albicans* к поверхности базисных пластмасс отмечается биодеструкция полимерных материалов, а десквамированные частицы

полимера с локализованными на них микроорганизмами могут приводить к диссеминации инфекции [6, 8].

Неудовлетворительная гигиена съемных протезов может послужить причиной возникновения осложнений, приводящих к несостоятельности проводимого ортопедического лечения, а также способствовать развитию протезного стоматита. Поэтому съемное протезирование требует проведения регулярных гигиенических мероприятий, направленных на поддержание нормального качественного и количественного состава орального микробиоценоза.

Использование механической гигиенической обработки протеза с зубной щеткой и пастой может способствовать увеличению шероховатости его поверхности, что только усиливает микробную колонизацию и адгезионную способность грибковой флоры [11, 37, 109, 112]. Из химических средств, применяющихся для чистки и дезинфекции съемных протезов, высокую антимикробную эффективность показали растворы гипохлорита натрия и хлоргексидина биглюконата. Однако эти препараты обладают цитотоксическим действием на ткани полости рта, способны изменять цвет и прочность полимера после многократного применения [151, 160, 238]. Более того, даже после обработки протеза гипохлоритом натрия на его поверхности выявляются живые микроорганизмы [192].

Сравнительная оценка полученных нами результатов продемонстрировала, что индексы адгезии выбранных тест-культур после обработки антибактериальным мылом и раствором «Protefix» отличаются между собой. Обработка раствором «Protefix» оказалась эффективнее обработки антибактериальным жидким мылом, о чем свидетельствует достоверное снижение индекса адгезии всех исследованных штаммов к материалам для изготовления съемных протезов. Это подтверждает преимущество обработки съемных протезов раствором активного очистителя «Protefix» и позволяет рекомендовать его в качестве очищающего и дезинфицирующего средства по уходу за съемными протезами.

Антимикробный и противогрибковый механизмы данного гигиенического средства объясняются тем фактом, что перборат натрия в водном растворе образует перекись водорода (H_2O_2), которая обладает сильными окислительно-восстановительными свойствами. Перекись водорода является нестабильным соединением и легко разлагается с образованием воды и синглетного кислорода. Синглетный кислород вызывает окислительный стресс в бактериальных и грибковых клетках, что останавливает их метаболические механизмы и в конечном итоге приводит к гибели клеток. Пузырьки кислорода оказывают также механическое очищающее действие. Проникая в микропоры, трещины и другие дефекты полимерных материалов, щелочные перекисные гигиенические средства способны эффективно удалять бактерии и грибы с их поверхности. Это объясняет более выраженный очищающий эффект раствора «Protefix» по сравнению с антибактериальным мылом.

Соблюдение традиционных методов гигиены полости рта, включающих ежедневную механическую чистку зубов в сочетании с очисткой протеза путем погружения в раствор очистителя, имеет важную роль в обеспечении тщательного удаления биопленок из полости рта и с поверхности протезов. Это является ключом к минимизации риска развития оппортунистических инфекций, способствует хорошему состоянию полости рта и общего здоровья, поддержанию эстетических свойств протеза и предотвращению его быстрой биодеструкции.

На основании результатов экспериментальных исследований были изучены основные проблемные вопросы, связанные с использованием ПЭЭК в качестве конструкционного материала для изготовления каркасов съемных протезов. Полученные данные были использованы при проведении клинического исследования. Пациентам основной группы были изготовлены съемные протезы из ПЭЭК «Dentokeep PEEK» способом CAD/CAM, а пациентам группы сравнения – из акриловой пластмассы горячей полимеризации по традиционной методике.

Результаты обследования пациентов обеих групп показали, что в начале лечения пациентов и после месяца ношения протезов уровень гигиены полости рта был удовлетворительным. Среднее значение индекса на момент

протезирования в первой группе было равно в среднем $1,82 \pm 0,04$, во второй группе - $1,89 \pm 0,03$ (различия между группами не достоверны, $p > 0,05$). При обследовании пациентов через 1 мес. пользования протезами среднее значение индекса Silness–Loe составили $1,64 \pm 0,04$ и $1,72 \pm 0,05$ соответственно (различия между группами не достоверны, $p > 0,05$). Через 6 мес. после лечения в основной группе пациентов значения индекса Silness–Loe составили в среднем $1,95 \pm 0,04$, в группе сравнения - $2,02 \pm 0,07$ (различия между группами не достоверны, $p > 0,05$). К сроку 12 мес. ношения протезов гигиеническое состояние полости рта стало неудовлетворительным в обеих группах. Значения индекса Silness–Loe в основной группе составили $2,12 \pm 0,04$, в группе сравнения - $2,17 \pm 0,03$ (различия между группами не достоверны, $p > 0,05$).

Отсутствие различий между уровнями гигиены полости рта пациентов первой и второй групп указывает на то, что съемные протезы приводят к ухудшению гигиенического состояния независимо от конструкционного материала, из которого они изготовлены. Наши данные об ухудшении уровня гигиены после проведения ортопедического лечения с применением съемных протезов подтверждают результаты исследований Улитовского С.Б. (2009), который связывает ухудшение гигиены полости рта с появлением дополнительных ретенционных пунктов для скопления зубного налета, а также недостаточными мануальными гигиеническими навыками пациентов [101].

Одновременно с ухудшением гигиены полости рта у пациентов отмечалось ухудшение гигиенического состояния протезов. Так, показатели значений гигиенического состояния протезов по методике В.В. Трезубова с соавт. (2010) через 1 мес. пользования съемными протезами были удовлетворительными и составили $17,1 \pm 1,0$ среди пациентов первой группы и $23,9 \pm 0,8$ - у пациентов второй группы. Через 6 мес. после протезирования значения индекса гигиены протезов увеличились до $30,2 \pm 1,1$ и $32,7 \pm 0,9$ соответственно, а через 12 мес. ношения съемных протезов - возросли до $33,8 \pm 1,4$ и $38,9 \pm 1,2$ соответственно. Данные показатели характеризуют низкий уровень гигиены зубных протезов.

Следует отметить, что значения индекса гигиены протезов у пациентов первой и второй групп имели достоверные различия ($p < 0,05$). По-видимому, пациентам первой группы, которым были изготовлены протезы из ПЭЭК, было легче осуществлять гигиенический уход за протезом, так как он имел более гладкую поверхность. Во второй группе, где пациенты пользовались протезами из акрила, индекс гигиены протезов был выше, так как акриловые пластмассы имеют более пористую и шероховатую поверхность.

Так, в первой группе через 12 мес. ношения съемных конструкций у 42,0% пациентов наблюдался низкий уровень гигиены съемных протезов и у 58,0% - удовлетворительный. Во второй группе пациентов через 12 мес. пользования протезами низкий уровень гигиены отмечался в 64,0% случаев и в 36,0% - удовлетворительный.

Проведенное исследование показало, что пациентов необходимо информировать о важности удаления биопленки с поверхности съемных протезов для поддержания здоровья полости рта и общего здоровья, рекомендовать определенное гигиеническое средство для очистки съемных протезов, а также инструктировать, как правильно его использовать. Рекомендуется регулярный контроль (не реже 1 раза в 6 мес.) уровня гигиены полости рта и качества очистки протеза.

Результаты исследования состояния тканей пародонта по индексу CPI перед началом ортопедического лечения показали высокую распространенность и интенсивность заболеваний пародонта в обеих группах пациентов. В первой группе количество секстантов с интактным пародонтом составило $0,25 \pm 0,09$. В основной группе на 1 человека приходился $0,85 \pm 0,2$ секстанта с кровоточивостью десны, $1,5 \pm 0,2$ секстанта с зубным камнем, $1,8 \pm 0,25$ секстанта с глубиной кармана 4-5 мм, $0,1 \pm 0,04$ секстанта с глубиной кармана более 6 мм, $1,5 \pm 0,14$ секстанта был исключены из обследования по причине отсутствия зубов.

Перед началом ортопедического лечения в группе сравнения наблюдалось $0,4 \pm 0,12$ секстанта с интактным пародонтом, $0,5 \pm 0,15$ секстанта с кровоточивостью десны, $1,75 \pm 0,2$ секстанта с зубным камнем, $2,0 \pm 0,19$ секстанта

с глубиной кармана 4-5 мм, $0,2 \pm 0,06$ с глубиной кармана более 6 мм, $1,15 \pm 0,17$ исключенный секстант.

Через 6 мес. на фоне неудовлетворительной гигиены произошло некоторое ухудшение состояния тканей пародонта в обеих группах. Мы наблюдали незначительное снижение количества здоровых секстантов, сопровождающееся некоторым повышением показателей кровоточивости в обеих группах, зубного камня у пациентов первой группы. Количество исключенных секстантов и секстантов с карманами глубиной более 6 мм не изменилось, тогда как у пациентов второй группы несколько увеличилось количество секстантов с глубиной кармана 4-5 мм. К сроку 12 мес. после протезирования состояние тканей пародонта оставалось на этом же уровне.

Проводя оценку удовлетворенности пациентов результатами ортопедического лечения съемными протезами из ПЭЭК и акриловой пластмассы, по данным анкетирования, нами установлено, что 16,7% мужчин и 58,3% женщин первой группы пользуются ими постоянно; тогда как аналогичные показатели у пациентов группы сравнения составили 10,0% и 7,1% соответственно.

66,7% мужчин, пользующихся съемными протезами из ПЭЭК, адаптировались к нему в течение месяца после изготовления, 25,0% - через 2-3 недели использования и у 8,3% наблюдалась быстрая адаптация в течение 1 недели. У женщин данные показатели составили: 50,0% - адаптация в течение месяца и по 25,0% соответственно. Более быстрые сроки адаптации наблюдались при повторном протезировании с использованием съемных конструкций.

По вопросу адаптации к съемным протезам из акриловой пластмассы 70,0% мужчин и 50,0% женщин адаптировались к нему через месяц использования. Среди опрошенных 1 мужчина и 3 женщины так и не смогли адаптироваться к конструкции. В группе сравнения среди женщин 1 пациентка (7,1%) отмечала плохую фиксацию протеза при жевании, 1 (7,1%) – плохую фиксацию при разговоре, 1 (7,1%) – легкие нарушения при произношении некоторых звуков. 21,4% женщин, пользующихся протезами из акрила, отмечали жалобы на боль, отек, жжение в области протезного ложа

Все женщины и мужчины основной группы остались удовлетворены качеством изготовленных зубных протезов из полиэфирэфиркетона, в то время как в группе сравнения 10,0% мужчин и 21,4% женщин остались не удовлетворены качеством протеза, изготовленного из акриловой пластмассы.

Таким образом, применение съемных ортопедических конструкций из полиэфирэфиркетона показало их хорошие эстетические свойства, достаточную механическую прочность и функциональность, отсутствие осложнений при сроках наблюдения до 12 мес., что позволяет рекомендовать их для использования в клинической практике. Благодаря плотной структуре и гладкой поверхности протезы из полиэфирэфиркетона устойчивы к изменению цвета и характеризуются высокой эффективностью антимикробной и гигиенической обработки.

ВЫВОДЫ

1. Экспериментальное исследование прочности на сдвиг показало, что при соединении с композитом самые высокие показатели прочности отмечались у образцов из материала «Bio XS» ($109,5 \pm 2,67$ МПа), тогда как у образцов из «Dentokeep PEEK» и «Dental D» прочность соединения была существенно ниже: $87,2 \pm 1,6$ МПа и $80,2 \pm 2,2$ МПа соответственно (достоверные различия между «Dental D» и «Bio XS» - $p < 0,001$, «Bio XS» и «Dentokeep PEEK» - $p < 0,005$). Прочность связи на сдвиг с акриловой пластмассой «Vertex rapid simplified» у всех исследованных образцов является невысокой и составляет: $11,5 \pm 1,19$ МПа – для «Dental D», $5,57 \pm 0,39$ МПа – для «Bio XS», $7,93 \pm 0,13$ МПа – для «Dentokeep PEEK» (достоверные различия между «Dental D» и «Bio XS», $p < 0,001$).

2. По данным сканирующей микроскопии, наиболее гладкие поверхности после одного и того же способа обработки отмечены у материалов на основе полиэфирэфиркетона, причем у «Dentokeep PEEK» было выявлено минимальное количество поверхностных дефектов по сравнению с «Bio XS». Полировочная паста «Полисет №4» обладает более мягким абразивным действием, чем паста «Blue Shine», поэтому подходит для финишной обработки менее твердых полимеров, таких как полиметилметакрилат и полиоксиметилен. Напротив, в ходе обработки полиэфирэфиркетона более гладкие поверхности были получены с применением пасты «Blue Shine».

3. Экспериментальное исследование показало, что степень микробной адгезии исследуемых штаммов (*Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, *Candida albicans*) была умеренной и не зависела от вида материала. После обработки раствором «Protefix» выявлено достоверное снижение индексов адгезии *Candida albicans*, *Escherichia coli* и *Staphylococcus aureus* к поверхности всех изученных материалов («Dental D», «Bio XS», «Dentokeep PEEK», «Vertex rapid simplified»). После обработки антибактериальным мылом выявлено лишь незначительное снижение индекса адгезии *Candida albicans* к материалу «Dental D» по сравнению с группой контроля ($p = 0,046$).

4. Оценка гигиенического состояния съемных протезов свидетельствует об ухудшении уровня гигиены протезов уже через 6 мес. после протезирования независимо от вида съемной конструкции. Через 12 мес. ношения съемных конструкций в основной группе данный показатель увеличился до $33,8 \pm 1,4$, в группе сравнения - до $38,9 \pm 1,2$. В то же время, индекс гигиены протезов во все сроки исследования был достоверно выше у пациентов группы сравнения, где пациенты пользовались протезами из акриловой пластмассы ($p < 0,05$).

5. Результаты исследования состояния тканей пародонта по индексу CPI перед началом ортопедического лечения показали высокую распространенность и интенсивность заболеваний пародонта в обеих группах пациентов. В основной группе количество секстантов с интактным пародонтом составило $0,25 \pm 0,09$, а в группе сравнения - $0,4 \pm 0,12$. Через 6 мес. после протезирования на фоне неудовлетворительной гигиены произошло некоторое ухудшение состояния тканей пародонта в обеих группах, и к сроку 12 мес. количество секстантов с интактным пародонтом составляло $0,1 \pm 0,04$ и $0,1 \pm 0,06$ соответственно.

6. Результаты анкетирования показали, что все пациенты, которым были изготовлены конструкции из полиэфирэфиркетона, были удовлетворены результатами лечения, осложнений в этой группе не наблюдалось. В группе сравнения 10,0% мужчин и 21,4% женщин остались не удовлетворены качеством протеза, изготовленного из акриловой пластмассы. Кроме того, 21,4% пациентов, пользующихся протезами из полиметилметакрилата, отмечали жалобы на боль, отек, жжение в области протезного ложа.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Применение съемных ортопедических конструкций из полиэфирэфиркетона показало их хорошие эстетические свойства, достаточную механическую прочность и функциональность, отсутствие осложнений, что позволяет рекомендовать их для использования в клинической практике.

2. Изделия из полиэфирэфиркетона имеют высокую степень адгезии с композитом, что позволяет проводить облицовку каркаса протеза композитными материалами для придания эстетических свойств. Для повышения адгезии полиэфирэфиркетона с композитной облицовкой рекомендуется проводить пескоструйную обработку поверхности протеза с использованием окиси алюминия (при давлении не более 2 атм и размером частиц 110 микрон) с последующим нанесением праймера «Visiolink» («Bredent», Германия).

3. Для соединения каркасов протезов из полиэфирэфиркетона с акриловой пластмассой наиболее подходящим способом является механическая ретенция за счет создания сквозных отверстий в основании искусственного зуба или тонких бороздок по краю акрилового базиса, так как показатели адгезии между полиэфирэфиркетонами и другими полимерами достаточно низкие.

4. Наиболее предпочтительным способом обработки съемных зубных протезов из полиэфирэфиркетона является обработка карборундовым камнем и полировочной резинкой с последующей полировкой с использованием щетки с полировочной пастой «Blue Shine» и финишной обработкой щеткой–пуховкой.

5. При ортопедическом лечении с применением съемных протезов рекомендуется проводить обучение пациентов гигиеническому уходу за полостью рта, процедуре обработки протезов и осуществлять контроль гигиены полости рта и съемных ортопедических конструкций не реже 1 раза в 6 мес. Для ежедневного гигиенического ухода и антимикробной обработки протезов рекомендуется использовать раствор «Protefix».

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

ПММА – полиметилметакрилат

ПОМ – полиоксиметилен

ПЭЭК – полиэфирэфиркетон

CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) –
автоматизированное проектирование / автоматизированное производство

C. albicans – *Candida albicans*

E. coli – *Escherichia coli*

St. aureus – *Staphylococcus aureus*

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абаев, З.М. Некоторые аспекты организации ортопедической стоматологической помощи. / З.М. Абаев // Проблемы социальной гигиены, здравоохранения и истории медицины. - 2004. - № 6. - С. 39-41.
2. Абакаров, С.И. Оценка стоматологического статуса у пациентов с различными видами съемных протезов и показателями минеральной плотности костей. / С.И.Абакаров, Д.В. Сорокин, Д.С. Абакарова, П.С. Степанов // Институт Стоматологии. - 2016. - №1 (70). - С. 32-35.
3. Абакаров, С.И. Электромиографическое исследование пациентов с различными видами съемных протезов и состоянием минеральной плотности костей. / С.И.Абакаров, Д.В. Сорокин, П.С. Степанов // International Dental Review. - 2016. - №1. - С. 42-45.
4. Аболмасов, Н.Н. Изготовление съемных протезов из пластмассы методом литья под давлением. / Н.Н. Аболмасов, А.Е. Верховский, О.К. Тарасенков // Зубной техник. – 2011. – № 2. – С.100–103.
5. Аверко-Антонович, И.Ю. Методы исследования структуры и свойств полимеров: Учебн. пособие. / И.Ю. Аверко-Антонович, Р.Т. Бикмуллин – Казань, 2002 – 604 с.
6. Автандилов, Г.А. Биодеструкция зубных протезов из полимерных материалов (экспериментальное исследование): дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Автандилов Георгий Александрович. – М., 2013. – 156 с.
7. Арутюнов, С.Д. Взаимосвязь шероховатости и рельефа поверхности базисного стоматологического полиметилметакрилатного полимера и формирования микробной биоплёнки при разных способах полировки образцов. / С.Д. Арутюнов, Е.В. Ипполитов, А.А. Пивоваров, В.Н. Царёв // Казанский медицинский журнал. – 2014.– № 2.– С.224–231.
8. Арутюнов, С.Д. Персистенция микробных биопленок на конструкционных материалах, используемых в практике ортопедической стоматологии, как фактор их биодеструкции. / С.Д. Арутюнов, В.Н. Царёв, Е.В. Ипполитов // Российская стоматология. – 2017. – Т.10(1). – С.66-83.

9. Арутюнов, А.С. Сравнительный анализ адгезии микробной флоры рта к базисным материалам челюстных протезов на основе полиуретана и акриловых пластмасс. / А.С. Арутюнов, В.Н. Царев, Д.В. Кравцов, Е.В. Комов // Российский стоматологический журнал. – М., 2011. – №1. – С. 19–23.
10. Архипов, И.В. Особенности стоматологического статуса у лиц пожилого и старческого возраста. / И.В. Архипов, А.В. Севбитов, В.В. Платонова, А.В. Юмашев и др. // Учебное пособие для врачей. – М., 2014. – 81 с.
11. Афанасьева, В.В. Клинико–микробиологические аспекты формирования микробной биопленки на конструкционных материалах, используемых для починки и перебазировки съемных зубных протезов / В.В. Афанасьева, Д.С. Арутюнов, М.С. Деев и др. // Российский стоматологический журнал. – 2015. – Т. 19, № 2. – С. 44–46.
12. Бавыкина, Т.Ю. Совершенствование окончательной обработки зубных протезов из термопластических полимеров. / Т.Ю. Бавыкина, М.С. Саливончик, И.П. Рыжова, В.В. Чуев // Саратовский научно–медицинский журнал. – 2011. – Т.7, № 1 (приложение). – С. 271–272.
13. Башир, А.О. Диагностика непереносимости протезов из акриловых пластмасс путем применения флоуметрического метода определения высвобождения гистамина базофилами: автореф. дисс. ... канд. мед. наук: 14.00.21 / Башир Аззам Омар – М., 2003. – С. 21.
14. Белоконова, Н.А. Влияние состава базисных стоматологических полимеров на их термомеханические свойства и устойчивость к внешним средам. / Н.А. Белоконова, Я.В. Костров, С.Е. Жолудев и др. // Успехи современного естествознания. – 2016. – №5. – С. 9–13.
15. Варес, Э.Я. Руководство по изготовлению стоматологических протезов и аппаратов из термопластов медицинской чистоты. / Э.Я. Варес, В.А. Нагурный, Я.Э. Варес. – Донецк–Львов, 2002. – 276 с.
16. Верховский, А.Е. Сравнительная характеристика физико–химических свойств и микробной адгезии базисных акриловых пластмасс с различными способами полимеризации (лабораторное исследование) / А.Е. Верховский,

Н.Н. Аболмасов, Е.А. Федосов, О.В. Азовскова // Российский стоматологический журнал. – 2014. – №3. – С. 17–20.

17. Вечеркина, Ж.В. Анализ биоинертности полировочной пасты «ПОЛИРПРО», предназначенной для окончательной обработки термопластических полимеров. / Ж.В. Вечеркина, Н.В. Чиркова, Е.В. Рубцова, Н.В. Примачева // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2016. – Т.15, №1. – С. 5659.

18. Винокур, А.В. Сравнительная оценка *in vivo* реакции фиброзной соединительной ткани на инородные тела, изготовленные из термопластических литьевых безмономерных полимеров и акриловых пластмасс горячей полимеризации. / Винокур А.В., Иванов А.В., Затолокина М.А. // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2014. – №6. – С.65–68.

19. Воложин, А.И. Иммуномоделирующая активность стоматологических материалов. / А.И. Воложин, А.А. Бабахин // Стоматология. – 2006. – № 1. – С. 18–20.

20. Волчкова, И.Р. Влияние предварительной обработки поверхности термопластических материал (полиэфирэфиркетона и полиоксиметилена) на связывание с композитными и акриловыми материалами. / И.Р. Волчкова, А.В. Юмашев, В.Ю. Дорошина, А.С. Утюж, Д.А. Николенко, Н.Т. Штанько // Клиническая стоматология. – 2018. – №2. – С.78–80.

21. Волчкова, И.Р. Применение полиэфирэфиркетона в съемном протезировании: анализ и сравнение с другими термопластическими материалами (обзор литературы). / И.Р. Волчкова, А.В. Юмашев, А.С. Утюж, В.Ю. Дорошина, М.В. Михайлова // Клиническая стоматология. – 2018. – №1. – С.72–75.

22. ГОСТ 31572-2012 (ISO 1567:1999) Материалы полимерные для базисов зубных протезов. Технические требования. Методы испытаний.

23. Григорьян, А.С. Биологически нейтральные термопластические материалы. / А.С. Григорьян, М.З. Каплан, Х.Р. Тигранян, З.П. Антипова // Клиническая стоматология. – 2006. – № 3. – С. 70–75.

24. Гринин, В.М. Демографическое старение в России на современном этапе. / В.М. Гринин, Э.И. Шестемирова // Вестник РАМН. - 2015. - №3 (70). - С.348-354.
25. Давыдова, М.М. Экспериментальные методы изучения адгезии микроорганизмов к стоматологическим материалам. В кн.: Микробиология и иммунология полости рта. / М.М. Давыдова, Л.Я. Плахтий, В.Н. Царёв под ред. В.Н. Царёва – М.:ГЭОТАРМед. – 2013. – 260–265.
26. Данилина, Т.Ф. Литье в ортопедической стоматологии. / Т.Ф. Данилина, В.Н. Наумова, А.В. Жидовинов – Волгоград: Изд-во ВолгГМУ, 2011. – 131 с.
27. Диденко, Л.В. Формирование биопленок на стоматологических полимерных материалах как основа персистенции микроорганизмов при патологии зубов и пародонта. / Л.В. Диденко, Г.Ф. Автандилов, Е.В. Ипполитов, Е.В. Царева // Эндодонтия today. – 2016. – № 4. – С. 13–17.
28. Дубова, Л.В. Биосовместимость стоматологических материалов — оценка безопасности по способности к гистаминолиберации. / Л.В. Дубова, А.И. Воложин, А.А. Бабахин // Стоматология. – 2006. – № 2. – С. 8.
29. Дубова, Л.В. Ближайшие результаты применения съемных зубных протезов из нового отечественного базисного материала «Нолатек». / Л.В. Дубова, Е.Р. Маджидова, М.А. Дзаурова, Т.Б. Киткина, И.Ю. Лебеденко // Российский стоматологический журнал. - 2016. - № 1. - С. 16-19.
30. Дубова, Л.В. Изучение микробной адгезии к материалам для временных несъемных протезов. / Л.В. Дубова, М.В. Малик, Ю.С. Золкина // Российская стоматология. – 2018. – №2. – С.11–12.
31. Ермолаева, П.А. Сравнение термопластов и акриловых пластмасс для съемного протезирования. / П.А. Ермолаева // Научное обозрение. Медицинские науки. – 2017. – №4. – С.16–20.
32. Жибылев, Е.А. Использование термопласта Vertex Thermosens у пациентов с дефектами зубных рядов. / Е.А. Жибылев // Бюллетень медицинских интернет-конференций. – 2015. – Т.5, №10. – С. 1197–1198.

33. Жижикин, О.И. Способ оценки аллергических проявлений в полости рта на акриловые пластмассы. / О.И. Жижикин, Т.П. Терешина, Ю.Г. Романова // Вестник стоматологии. – 2010. – №2. – С. 13–15.
34. Жолудев, С.Е. Клинико-экспериментальное изучение эффективности применения таблеток «corega tabs для частичных протезов» у пациентов с дуговыми зубными протезами. / С.Е. Жолудев, Н.А. Белоконова, Т.Г. Неустроева // Стоматология. – 2015. – № 4. – С. 75–79.
35. Зудин, П.С. Изучение адгезии микроорганизмов к новому базисному материалу Нолатек. / П.С. Зудин, Н.А. Цаликова, А.А. Минашкина // Dental Forum. – 2017. – №4 (67). – С. 34–35.
36. Иорданишвили, А.К. Адентия в различные возрастные периоды у взрослого человека / А.К. Иорданишвили, В.В. Самсонов, В.В. Лобейко // Medline.ru. – 2013. – Т. 14, № 2. – С. 188–192.
37. Ипполитов, Е.В. Взаимосвязь процессов первичной микробной адгезии и колонизации зубочелюстных протезов при формировании протезной биопленки. / Ипполитов Е.В., Арутюнов А.С., Трефилов А. Г., Кравцов Д.С., Апресян Б.В. // Стоматолог. – 2012. – №1. – С. 30–36.
38. Истомина, Е.В. Значение характерологических особенностей пациентов в адаптации к съемным ортопедическим конструкциям. / Е.В. Истомина, С.И. Абакаров // Российский стоматологический журнал. - 2007. - № 4. - С. 44-46.
39. Каливрадзиян, Э.С. Клинико-лабораторная оценка гигиенической и микробиологической эффективности раствора для очищения и дезинфекции съемных пластиночных протезов / Э.С. Каливрадзиян, Л.Н. Голубева, Н.А. Голубев и др. // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. – 2013. – № 1. – С. 44.
40. Калинин, А.Л. Систематический обзор: анализ цитотоксичности базисных материалов. / А.Л. Калинин, Е.А. Митрофанов, И.А. Воронов и др. // Российский стоматологический журнал. – 2015. – № 2 – С.52–56.

41. Капустин, С.Ю. Состояние тканей протезного ложа у пациентов с частичной потерей зубов в период адаптации к съемным протезам различных конструкций: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Капустин Сергей Юрьевич. – Санкт-Петербург, 2010. - 154 с.

42. Каялов, Р.М. Удовлетворенность пациентов стоматологической помощью, оказанной врачами-стоматологами различной квалификации. / Р.М. Каялов, С.И. Абакаров, В.М. Гринин, М.С. Саркисян // Стоматология. - 2017. - Т. 96. - № 6-2. - С. 108-109.

43. Клемин, В.А. Обоснование применения несъемной шины из термопластического материала / В.А. Клемин, В.В. Вольваков // Актуальные вопросы стоматологии: материалы межрегиональной заочной научно-практической конференции с международным участием, посвященной 29 апреля 2017 г. / под общ. ред. Д. В. Михальченко. - Волгоград: Изд-во ВолгГМУ, 2017. - С. 180-185.

44. Клемин, В.А. Современное состояние вопроса выбора материала для ортопедического лечения больных, нуждающихся в съемном протезировании. / В.А. Клемин, А.А. Ворожко // Дальневосточный медицинский журнал. – 2015. – № 1. – С. 41–46.

45. Ковалёва, А.С. Причины поломок съемных пластиночных протезов и возникновения аллергических реакций. / А.С. Ковалёва, И.С. Пняк // Международный журнал экспериментального образования. – 2015. – № 11–6. – С. 880–882.

46. Коваленко, О.И. Клинико–лабораторное обоснование применения базисной пластмассы на основе нейлона: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Коваленко Олег Игоревич. – М., 2011. – 112 с.

47. Комлев, С.С. Метод изготовления зубных протезов из термопластов. / С.С. Комлев // Международный научно–исследовательский журнал. – 2015. – №3–4 (34) Ч.4. – С. 87–88 .

48. Коннов, В.В. Значение нейтральной зоны при проведении перебазировки полных съемных пластиночных протезов. / В.В. Коннов,

Д.Х. Разаков, М.И. Кленкова, Я.Ю. Анисимова // Современные проблемы науки и образования. - 2014. - № 5. - С. 532.

49. Коннов, В.В. Качественный функциональный оттиск – основная составляющая эффективного ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов. / В.В. Коннов, Д.Х. Разаков, М.И. Кленкова, Я.Ю. Анисимова // Фундаментальные исследования. – 2014. – № 10-9. – С. 1729-1731.

50. Коннов, В.В. Клинические аспекты применения бюгельных протезов с каркасом из металла и полиоксиметилена. / В.В. Коннов, М.Р. Арутюнян // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 5.

51. Коннов, В.В. Клинико-функциональная оценка применения частичных съемных пластиночных протезов на основе полиоксиметилена с удерживающими кламперами и базисом из акриловой пластмассы. / В.В. Коннов, М.Р. Арутюнян // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 2-1.

52. Коннов, В.В. Методы ортопедического лечения дефектов зубных рядов. / В.В. Коннов, М.Р. Арутюнян // Саратовский научно-медицинский журнал. 2016. - Т.12, №3. - С. 399-403.

53. Коннов, В.В. Сравнительный анализ клинической и функциональной адаптации к частичным съемным протезам на основе нейлона и акриловой пластмассы. / В.В. Коннов, М.Р. Арутюнян // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 3. – С. 8.

54. Костров, Я.В. Критерии экспресс-оценки физико-химических свойств базисных материалов. / Я.В. Костров, Н.А. Белоконова, С.Е. Жолудев // Уральский медицинский. – 2013. – №5. – С.61-64.

55. Кунин, В.А. Состояние гигиены полости рта и базиса съемного протеза при использовании различных гигиенических средств. / В.А. Кунин, Р.М. Дуев, Я.Ю. Сидоров // Вестник новых медицинских технологий. – 2015. – Т.22, № 2. – С. 77–82.

56. Кучерова, М.А. Индекс адгезии микроорганизмов к полимерным базисным материалам как индикатор оценки антимикробных средств. / М.А. Кучерова, А.Г. Трефилов // Стоматолог. – 2008. – №5. – С. 38–44.

57. Ламонт, Р.Дж. Микробиология и иммунология для стоматологов: пер. с англ. / Р.Дж. Ламонт (под ред. В. К. Леонтьева). – М., Практическая медицина. – 2010. – 504 с.
58. Лебедев, К.А. Непереносимость зубопротезных материалов / К.А. Лебедев, А.В. Митронин, И.Д. Понякина. – М.: Либроком. – 2010. – 208 с.
59. Лебеденко, И.Ю. Применение эластичных пластмасс в съемном протезировании. / И.Ю. Лебеденко, А.П. Воронов, С.М. Вафин, Д.В. Серебров, Г.М. Насуев // Современная ортопедическая стоматология. – 2011. – №15. – С. 85–86.
60. Лебеденко, И.Ю. Санитарно–химические и токсикологические исследования нового полимерного материала для базисов зубных протезов "нолатек" / И.Ю. Лебеденко, Л.В. Дубова, Е.Р. Маджидова, М.С. Деев. // Российский стоматологический журнал. – 2015. – №1. – С 4–7.
61. Лебеденко, И.Ю. Телескопические и замковые крепления зубных протезов. / И.Ю. Лебеденко, А.Б. Перегудов, Т.Э. Глебова. – М.: Молодая гвардия, 2004. – 344 с.
62. Маджидова, Е.Р. Клинико–лабораторное обоснование применения нового отечественного фотополимеризационного материала для базисов зубных протезов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Маджидова Елизавета Руслановна. – М., 2016. – 165 с.
63. Манаков, А.Л. Изучение прочностных характеристик базисной пластмассы «Фторакс» после литьевого и компрессионного прессования. / А.Л. Манаков // Современные методы диагностики и лечения основных стоматологических заболеваний. Сборник работ областной научно-практической конференции. – Тверь. - 2004. - С. 25-27.
64. Маренкова, М.В. Особенности ортопедического лечения пациентов с явлениями непереносимости зубных протезов на фоне микробного дисбаланса полости рта: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 / Маренкова Марина Львовна. – Екатеринбург, 2007.– 143 с.

65. Михайленко, Т.Н. Клиническая оценка состояния гигиены полости рта у лиц со съёмными конструкциями зубных протезов на основании интегрального индекса. / Т.Н. Михайленко // Медицинский вестник Башкортостана. – 2014. – Т.9, №1, С. 65–69.

66. Моторкина, Т.В. Применение термопластов в ортопедической стоматологии. / Т.В. Моторкина, Д.В. Грачёв //Актуальные вопросы современной стоматологии. – Волгоград, 2010. – Т.67. – 248 с.

67. Наумович, С.С. Трёхмерное конструирование бюгельных протезов при помощи графического пакета 3ds max. / С.С. Наумович, А.Н. Разоренов // Современная стоматология. – 2015. – № 2 (61). – С. 12–17.

68. Нестеров, А.М. Комплексный подход к ортопедическому лечению больных при сочетании полного и частичного отсутствия зубов на челюстях : дис. ... д-ра мед. наук: 14.01.14 / Нестеров Александр Михайлович. – Самара, 2016. – 269 с.

69. Николенко, Д.А. Адгезия представителей патогенной микрофлоры полости рта к полиэфирэфиркетону и другим материалам для изготовления временных коронок в эксперименте *in vitro*. / Д.А. Николенко, А.С. Утюж, В.Н. Царев, А.В. Юмашев, И.Р. Волчкова. // Клиническая стоматология. – 2018. – №2.–С.74–77.

70. Нишева, Е.С. Диагностика аллергических реакций на местные анестетики и стоматологические материалы. / Е.С. Нишева, С.Л. Акимова // Стоматология. – 2009. – № 4. – С. 18–28.

71. Огородников, М.Ю. Клинико–микробиологическая характеристика динамики микробной колонизации съёмных зубных протезов с базисами из полиуретана и акриловых пластмасс / М.Ю. Огородников, В.Н. Царев, Р.Х. Сулемова // Российский стоматологический журнал. – 2007. – № 6. – С. 20–22.

72. Олесова, В.Н. Характеристика индифферентности основных протетических материалов: / В.Н. Олесова, А.А. Адамчик, Н.А. Узунян // Институт стоматологии. – №3. – 2015. – С.80–81.

73. Первов, Ю.Ю. Особенности состояния иммунного гомеостаза слизистой оболочки полости рта, в области протезного ложа, обуславливающие возникновение аллергического протезного стоматита. / Ю.Ю. Первов // Институт стоматологии. – 2012. – № 3. – С. 41–43.

74. Полушкина, Н.А. Анализ гигиенического состояния съемных протезов у пациентов с сахарным диабетом. / Н.А. Полушкина, Н.В. Чиркова, Т.А. Гордеева и др. // Тенденции развития науки и образования. – 2017. – №31–4. – С.16–19.

75. Поюровская, И.Я. Лабораторная оценка деформационных свойств термопластичных полимеров для базисов съемных зубных протезов. / И.Я. Поюровская, Т.Ф. Сутугина, С.А. Бабаев, О.С. Рон // Стоматология. – 2014. – Т. 93, № 5. – С. 4–8.

76. Рубцова, Е.А. Анализ использования пасты «Полипро» при окончательной обработке базисов съёмных протезов. / Е.А. Рубцова, Н.В. Чиркова, А.Н. Морозов и др. // Вестник новых медицинских технологий – 2017. – Т. 24, № 2. – С. 158–162.

77. Рубцова, Е.А. Оценка микробиологического исследования съемных зубных протезов из термопластического материала. / Е.А. Рубцова, Н.В. Чиркова, Н.А. Полушкина и др. // Вестник новых медицинских технологий, электронное издание. – 2017. – №2. – С.267–270.

78. Рыжова, И.П. Результаты растровой электронной микроскопии поверхности и структуры современных базисных полимеров. / И.П. Рыжова, А.В. Цимбалистов, М.С. Саливончик и др. // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 9–5. – С. 909–912.

79. Рыжова, И.П. Состояние микрофлоры полости рта под влиянием съемных конструкций зубных протезов. / И.П. Рыжова, А.А. Присный, Н.Н. Шинкаренко, М.С. Саливончик // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2014. – № 2. – С.151–156.

80. Ряховский, А.Н. Способ построения трехмерного изображения лица и зубных рядов, сопоставленных в корректном друг относительно друга положении.

/ Ряховский А.Н., Юмашев А.В., Левицкий В.В. Патент РФ № 2306113.А61С, 2007 г.

81. Саламов, А.Х. Полиэфиркетоны: свойства и применение. / А.Х. Саламов, А.К. Микитаев, А.А. Беев // Современные тенденции развития науки и технологий. – 2015. – №8–3. – С. 21–25.

82. Саливончик, М.С. Экспериментально–клиническое обоснование эффективности окончательной обработки съемных конструкций зубных протезов из термопластических полимеров : дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Саливончик Мария Сергеевна. – Волгоград, 2015.– 135 с.

83. Сафаров, А.М. Динамика изменения количества лизоцима в слюне при съемном зубном протезировании / А.М. Сафаров, Р.К. Абилова // Клиническая стоматология. – 2010. – №3. – С. 65–68.

84. Сафаров, А.М. Микробная обсемененность полости рта при ношении съемных зубных протезов на основе различных материалов / А.М. Сафаров // Современная стоматология. – 2010. – №2. – С. 15–16.

85. Севбитов, А.В. Основы зубопротезной техники. / А.В. Севбитов, Н.Е. Митин, А.С. Браго и др. - Ростов-на-Дону: Феникс; 2016. - 332 с.

86. Севбитов, А.В. Особенности адаптации к съемным зубным протезам по гендерным особенностям у пациентов, постоянно проживающих в условиях геронтологического центра. / А.В. Севбитов, А.В. Юмашев, К.А. Ершов, А.Е. Дорофеев, Е.А. Кристаль // В сборнике матер. X междунар. научно-практ. конф. «Trend of modern science», серия Medicine. - Sheffield, 2014. - Р. 42-44.

87. Севбитов, А.В. Стоматологические заболевания. / А.В. Севбитов, Н.Е. Митин, А.С. Браго, Д.В. Михальченко - Ростов-на-Дону, 2016. - 158 с.

88. Севбитов, А.В. Стоматология: организация стоматологической помощи и анатомия зубов. / А.В. Севбитов, О.И. Адмакин, В.В. Платонова, А.С. Браго и др. - Ростов-на-Дону, 2015. - 155 с.

89. Сирота, М.А. Сравнительный анализ протезирования больных с концевыми дефектами зубного ряда нижней челюсти нейлоновыми и акриловыми

протезами : дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Сирота Михаил Александрович. – Самара, 2010. – 137 с.

90. Стафеев, А.А. Количественный и качественный анализ микробиоты полости рта при ортопедической реабилитации пациентов полными и частичными съемными пластиночными протезами. / А.А. Стафеев, М.Г. Чеснокова, В.А. Чесноков // Стоматология. – 2015. – №5. – С.48-51.

91. Сулемова, Р.Х. Сравнительная характеристика динамики микробной колонизации микробной колонизации съемных зубных протезов с базисами из полиуретана и акриловых пластмасс : дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 / Сулемова Римма Хамитовна. – М., 2008. – 100 с.

92. Сутугина, Т.Ф. К вопросу о починке съемных зубных протезов из акриловых пластмасс./ Т.Ф. Сутугина, Н.Ф. Панюшкин // Зубной техник. – 2007. - №5. – С.68-69.

93. Тезиков, Д.А. Оптимизация гигиенического ухода за съемными ортопедическими конструкциями на основе изучения влияния ультрафиолетового облучения на микрофлору съемных зубных протезов : дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Тезиков Дмитрий Александрович. - Пермь, 2015. - 187 с.

94. Тимачева Т.Б. Влияние гигиенического ухода на состояние протезов из термопластов. / Т.Б. Тимачева // Актуальные вопросы современной стоматологии. – Волгоград, 2010. – С.177–178.

95. Тимачева, Т.Б. Особенности использования пациентами съемных пластиночных протезов из термопластических материалов. / Т.Б. Тимачева, Д.В. Михальченко, А.В. Михальченко // Успехи современного естествознания. – 2015. – № 9–2. – С. 246–248.

96. Трегубов, И.Д. Обоснование к применению современных полимерных материалов в клинике ортопедической стоматологии и ортодонтии : дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.21 / Трегубов Иван Дмитриевич. – Волгоград, 2007. – 182 с.

97. Трегубов, И.Д. Применение термопластических материалов в стоматологии. / И.Д. Трегубов, Л.В. Михайленко, Р.И. Болдырева и др. // Учебное пособие. – М., Медицинская пресса, 2007. – 140 с.

98. Трезубов, В.В. Индексная оценка гигиенического состояния зубных протезов и аппаратов различных конструкций / В.В. Трезубов, О.Н. Сапронова, Л.Я. Кусевский, А.В. Привалов // Институт стоматологии. – 2010. – №4 (49). – С.46-47.
99. Трефилов, А.Г. Повышение качества ортопедического лечения пациентов с применением методов микробиологического мониторинга: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Трефилов Антон Германович Геннадьевич. – М., 2012. – 22 с.
100. Тянь, А.А. Преимущество термопластических материалов в ортопедической стоматологии. / А.А. Тянь // Научное обозрение. Медицинские науки. – 2017. – № 4. – С. 119–123.
101. Улитовский, С.Б. Гигиена при зубном протезировании / С.Б. Улитовский // М. – МЕДпресс–информ. – 2009. – 112 с.
102. Умарова, С.Э. Клинико-лабораторная оценка адаптационных процессов у пациентов с цельнолитыми несъемными зубными протезами: Автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21, 14.00.16 / Умарова Светлана Эмильевна. – М., 2000. – 24 с.
103. Утюж, А.С. Хирургические и ортопедические аспекты протезирования пациентов с опорой на имплантаты при полной вторичной адентии / А.С. Утюж // Вестник новых медицинских технологий. - 2016. - №4. - С.172-182.
104. Ушакова, В.А. Изготовление бюгельных протезов из современных материалов. / В.А. Ушакова // Научное обозрение. Медицинские науки. – 2016. – № 6. – С. 110–114.
105. Филимонова, О.И. Особенности протезирования протезами из нейлона № 512 (Evolon, Израиль) в клинике ортопедической стоматологии. / О.И. Филимонова, В.А. Фанакин, Е.Г. Тютикова // Современная ортопедическая стоматология. – 2011. - №15. – С. 87-89.

106. Филимонова, О.И. Поиск оптимального метода гигиенического ухода за съёмными зубными протезами. / О.И. Филимонова, Ю.С. Шишкова, А.Д. Липская, Д.А. Тезиков // Уральский медицинский журнал. - 2013. - №5. - С. 81-83.
107. Флейшер, Г.М. Применение термопластических материалов в съёмном протезировании. / Г.М. Флейшер, А.П. Симбирев // Зубной техник. – 2017. – №2. – С.54–56.
108. Фомина, К.А. Профилактические мероприятия по гигиеническому уходу за съёмными конструкциями из термопластических полимеров (обзор литературы). / К.А. Фомина, Н.А. Полушкина, Н.В. Чиркова и др. // Вестник новых медицинских технологий. – 2017. – Т.24, №3. – С.211–216.
109. Царёв, В.Н. Динамика колонизации микробной флорой полости рта различных материалов, используемых для зубного протезирования. / В.Н. Царев, С.И. Абакаров, С.Э. Умарова // Стоматология. - 2000. - № 1. - С. 55-58.
110. Царёв, В.Н. Особенности адгезии анаэробных пародонтопатогенных бактерий и грибов *Candida albicans* к экспериментальным образцам базисной стоматологической пластмассы в зависимости от шероховатости поверхности и способа полировки / В.Н. Царев, Е.В. Ипполитов, А.Г. Трефилов, С.Д. Арутюнов, А.А. Пивоваров // Журнал микробиологии, эпидемиологии и иммунобиологии. 2014. - № 6. - С. 21–27.
111. Царёв, В.Н. Применение методов микробиологического мониторинга в процессе ортопедического лечения пациентов с вторичной полной адентией. / В.Н. Царёв, Т.И. Ибрагимов, А.Г. Трефилов // Стоматолог. – 2008. – №2. – С. 45–46.
112. Царёв, В.Н. Пространственно–временная модель формирования биоплёнки полости рта: взаимосвязь процессов первичной адгезии и микробной колонизации. / В.Н. Царёв, А.Г. Трефилов, Г.Н. Клейменова, А.В. Лёвкин // Современная стоматология. – 2012. – 4(63). – С. 12–14.
113. Царёв, В.Н. Сравнительный анализ адгезии микробной флоры рта к базисным материалам зубных протезов на основе полиуретана и акриловых

пластмасс. / В.Н. Царёв, А.С. Арутюнов, А.Н. Седракян и др. // Пародонтология. – 2008. – 4. – С. 3–8.

114. Чиркова, Н.В. Сравнительный анализ эффективности окончательной обработки термопластиночных полимеров стоматологического назначения. / Н.В. Чиркова, И.П. Рыжова, В.Ю. Денисова, М.С. Саливончик // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2012. – Т.11, №4. – С. 981–984.

115. Шереметьев, С.В. Использование полиэфирэфиркетона в медицине и других отраслях промышленности. Обзор. / С.В. Шереметьев, Е.А. Сергеева, И.Н. Бакирова и др. // Вестник казанского технологического университета. – 2012. – Т.15. – С.164–167.

116. Шишова, Е.В. Сравнительная характеристика общей токсичности акриловых пластмасс, применяемых в ортопедической стоматологии / Е.В.Шишова // Современная стоматология. – 2009. – №3. – С. 126–128.

117. Юмашев, А.В. Варианты использования CAD/CAM систем в ортопедической стоматологии / А.В. Юмашев, А.Н. Ряховский // Стоматология. – 1999. - Т. 78, № 4. - С. 56-58.

118. Юмашев, А.В. Клиническое использование ПЭЭК, как представителя группы термопластических материалов, в стоматологии. / А.В. Юмашев, И.Р. Волчкова // Основные проблемы в современной медицине. Сборник научных трудов по итогам международной научнопрактической конференции. – 2017. – С.43-46.

119. Юрченко, С.Ю. Термоинъекционный аппарат для изготовления съемных протезов из термопластов. / С.Ю. Юрченко, Ю.М. Юрченко // Современная ортопедическая стоматология. – 2005. – № 3. – С.36-38.

120. Aas, J.A. Defining the Normal bacterial flora of the oral cavity. / J.A. Aas, B.J. Paster, L.N. Stokes et al. // J. Clin. Microbiol. – 2005. – Vol. 43(11). – P.5721–5732.

121. Abdullah, A.O. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. / A.O. Abdullah, E.A. Tsitrou, S. Pollington // J. Appl. Oral Sci. Rev. FOB - 2016. – Vol.24. – P.258–263.

122. Abt, E. Interventions for replacing missing teeth: partially absent dentition. / E. Abt, A.B. Carr, H.V. Worthington // *Cochrane Database Syst. Rev.* – 2012. – Vol.15(2):CD003814.
123. Adler, S. Compression–moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. / S. Adler, F. Kistler, S. Kistler et al. // *Quintessenz Zahntechnik.* – 2013. – Vol. 39. – P.376–384.
124. Adler, S. Благодаря CAD/CAM. / S. Adler, F. Kistler, S. Weiss, J. Neugebauer. // *Новое в стоматологии.* – 2018. – №5/233. – С.54–65.
125. Al–Aaskari, S.K. Comparison of microbial adherence to polymethylmethacrylate for maxillo–facial prostheses / S. K. Al–Aaskari, Z. Ariffin, A. Husein, F. Reza // *World Applied Sciences Journal.* – 2014. – Vol.31 (12). – P.2115–2119.
126. Ali, A.A. Effectiveness of coating acrylic resin dentures on preventing Candida adhesion. / A.A. Ali, F.A. Alharbi, C.S. Suresh // *J. Prosthodont.* – 2013. – Vol.22(6). – P.445–450.
127. Alt, V. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. / V. Alt, M. Hannig, B. Wostmann, M. Balkenhol // *Dental Mater.* – 2011. – Vol. 27. – P.339–347.
128. Amin, F. Effect of denture cleansers on the color stability of heat cure acrylic resin / F. Amin, Sh. Iqbal, S. Azizuddin, F. I. Afridi // *Effect of denture cleansers on the color stability of heat cure acrylic resin.* – 2014. – Vol.24 (11). – P. 787–790.
129. Anusavice, K.J. Phillips' science of dental materials, 12th ed. / K.J. Anusavice, C. Shen, H.R. Rawls. – Saunders Elsevier Inc., Missouri, 2013. – P. 97, 99-100, 107, 489, 494.
130. Arafa, K.A. Effect of denture base acrylic resin, denture adhesive material, and denture liner on denture stomatitis (a longitudinal study) / K.A. Arafa // *Journal of American Science.* – 2012. – 8(9). – P. 578–581.
131. Arruda, C.N.F. Effect of sodium hypochlorite and *Ricinus communis* solutions on control of denture biofilm: a randomized crossover clinical trial. /

C.N.F. Arruda, M.M. Salles, M.M. Badaró et al. // J. Prosthet. Dent. – 2017. – Vol. 117 (6). – P.729–734.

132. Ayaz, E.A. Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. / E.A. Ayaz, R. Durkan, A. Koroglu, B. Bagis // J. Appl. Biomater. Funct. Mater. – 2014. – Vol.30. – P.228–233.

133. Baena-Monroy, T. Candida albicans, Staphylococcus aureus and Streptococcus mutans colonization in patients wearing dental prosthesis. / T. Baena-Monroy, V. Moreno-Maldonado, F. Franco-Martínez et al. // Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal. - 2005. – Vol. 10 (Suppl. 1). – P.E27–E39.

134. Bahador, A. Anti-microbial activity of acrylic resins in-situ generated nanosilver on cariogenic planktonic and biofilm bacteria. / A. Bahador, R. Ghorbanzaden, M.Z. Kassae, A. Sodagar // International Research Journal of Biological Science. – 2014. – Vol. 3(4). – P. 38–46.

135. Barkarmo, S. Nano-hydroxyapatite-coated PEEK implants: a pilot study in rabbit bone. / S. Barkarmo, A. Wennerberg, M. Hoffman et al. // J. Biomed. Mater. Res. Part A. - 2013. – Vol.101. – P.465–471.

136. Baseren, M. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and orcomer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. / M. Baseren // J. Biomater. Appl. – 2004. – Vol.19. – P.121-134.

137. Bechir, E.S. The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. / E.S. Bechir, A. Bechir, C. Gioga et al. // Materiale plastic. – 2016. – Vol.53(3). – P.394–398.

138. Becker, W. A novel method for creating an optimal emergence profile adjacent to dental implants. / W. Becker, J. Doerr, B.E. Becker // J. Esthet. Restor. Dent. – 2012. – Vol. 24. – P.395–400.

139. Behr, M. Clinical performance of cast clasp-retained removable partial dentures: a retrospective study. / M. Behr, F. Zeman, T. Passauer et al. // Int. J. Prosthodont. - 2012. – Vol.25. – P.138-144.

140. Benso, B. Failures in the rehabilitation treatment with removable partial dentures. / B. Benso, A.C. Kovalik, J.H. Jorge et al. // *Acta Odontol. Scand.* - 2013. – Vol.71. – P.1351-1355.
141. Beuer, F. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. / F. Beuer, B. Steff, M. Naumann, J.A. Sorensen // *Eur. J. Oral Sci.* – 2008. – Vol. 116. – P.381–386.
142. Buergers, R. In vivo and in vitro biofilm formation on two different titanium implant surfaces. / R. Buergers, T. Gerlach, S. Hahnel et al. // *Clin. Oral Implants Res.* – 2010. – Vol.21. – P.156–164.
143. Caglar, I. An in vitro evaluation of the effect of various adhesives and surface treatments on bond strength of resin cement to polyetheretherketone. / I. Caglar, S.M. Ates, Z. Yesil Duymus // *J. Prosthodont.* – 2019. – Vol.28(1). – P.e342-e349.
144. Campbell, S.D. Removable partial dentures: the clinical need for innovation. / S.D. Campbell, L. Cooper, H. Craddock et al. // *J. Prosthet. Dent.* – 2017. – Vol.118. – P.273-280.
145. Chen, Yu Comparison of titanium and polyetheretherketone (PEEK) cages in the surgical treatment of multilevel cervical spondylotic myelopathy: a prospective, randomized, control study with over 7-year follow-up. / Yu Chen, Xinwei Wang, Xuhua Lu, Lili Yang, Haisong Yang, Wen Yuan, Deyu Chen // *Eur. Spine J.* – 2013. – Vol.22 (7). – P. 1539–1546.
146. Chopde, N. Microbial colonization and their relation with potential cofactors in patients with denture stomatitis. / N. Chopde, B. Jawale, A. Pharande et al. // *J. Contemp. Dent. Pract.* – 2012. – Vol.13 (4). – P.456–459.
147. Chu, S.J. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. / S.J. Chu, R.D. Trushkowsky, R.D. Paravina // *J. Dent.* – 2010. – Vol.38. – P.e2–e16.
148. Cooper, L.F. The current and future treatment of edentulism. / L.F. Cooper // *J Prosthodont.* - 2009. – Vol.18. – P.116-122

149. Costa, P.S. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. / P.S Costa., N.J. Torrents, B.M. Brufau, T.J. Cabratosa // J. Prosthet. Dent. – 2014. – Vol.112. – P. 680–682.

150. Dantas, A.P.F.M. Biofilm formation in denture base acrylic resins and disinfection method using microwave / A.P.F.M. Dantas, R.L.X. Consani, J. de C.O. Sardi et al. // Journal of Research and Practice in Dentistry. – 2014. – Точка доступа: <http://www.ibimapublishing.com/journals/DENT/dent.html>

151. Davi, L.R. Effect of the physical properties of acrylic resin of overnight immersion in sodium hypochlorite solution. / L.R.Davi, A. Peracini, N.Q. Ribeiro et al. // Gerodontology. – 2010. – Vol.27 (4). – P.297–302.

152. De Ruiter, L. A preclinical numerical assessment of a polyetheretherketone femoral component in total knee arthroplasty during gait. / L. De Ruiter, D. Janssen, A. Briscoe, N. Verdonshot // J. Exp. Orthop. – 2017. – Vol.4(1). – P.3.

153. Derafshi, R. Isolation and identification of nonoral pathogenic bacteria in the oral cavity of patients with removable dentures. / R. Derafshi, A. Bazargani, J. Ghapanchi et al. // J. Int. Soc. Prev. Community Dent. – 2017. – Vol.7(4) . – P.197-201.

154. Devine, D.M. Coating of carbon fiber-reinforced polyetheretherketone implants with titanium to improve bone apposition. / D.M. Devine, J. Hahn, R.G. Richards et al. // J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater. - 2013. – Vol.101(4). – P.591-598.

155. Dhamande, M.M. Evaluation of efficacy of commercial denture cleansing agents to reduce the fungal biofilm activity from heat polymerized denture acrylic resin: An in vitro study. / M.M. Dhamande, A.J. Pakhan, R.U. Thombare et al. // Contemp. Clin. Dent. – 2012. – Vol.3. – P.168–172.

156. Diez-Pascual, A.M. Nano-TiO₂ reinforced PEEK/PEI blends as biomaterials for load-bearing implant applications. / A.M. Diez-Pascual, A.L. Diez-Vicente // ACS Appl. Mater. Interfaces. - 2015. – Vol.7. – P.5561–5573.

157. Donovan, T.E. Esthetic considerations with removable partial dentures. / T.E. Donovan, G.C. Cho // J. Calif. Dent. Assoc. - 2003. – Vol.31. – P.551-557.

158. Duyck, J. Impact of Denture Cleaning Method and Overnight Storage Condition on Denture Biofilm Mass and Composition: A Cross-Over Randomized Clinical Trial. / J. Duyck, K. Vandamme, S. Krausch-Hofmann et al. // PLoS One. 2016. – Vol. 11(1):e0145837.

159. Feerick, E.M. Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. / E.M. Feerick, J. Kennedy, H. Mullett et al. // Med. Eng. Phys. – 2013. – Vol. 35(6). – P.712–722.

160. Felipucci, D.N. Effect of different cleansers on the weight and ion release of removable partial denture: an *in vitro* study. / D.N. Felipucci, L.R. Davi, H.F.Paranhos et al. // J. Appl. Oral Sci. – 2011. – Vol.19 (5). – P.483–487.

161. Fiebig, M. Формирование соединения. / М. Fiebig, B. Stawarczyk // Новое в стоматологии. – 2016. – №5/217. – С.74–79.

162. Fratolin, M.M. The effect of prophylactic powders on the surface roughness of enamel. / M.M. Fratolin, V.C. Bianco, M.J. Santos et al. // Compend. Contin. Educ. Dent. - 2014. – Vol.35 (9). – P.e31–e35

163. Freitas-Fernandes, F.S. Effect of daily use of an enzymatic denture cleanser on *Candida albicans* biofilms formed on polyamide and poly (methyl methacrylate) resins: an *in vitro* study. / F.S. Freitas-Fernandes, Y.W. Cavalcanti, A.P. Ricomini et al. // J. Prosthet. Dent. – 2014. – Vol.112(6). – P.1349–1355.

164. Fueki, K. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II: material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. / K. Fueki, C. Ohkubo, M. Yatabe et al. // J. Prosthodont. Res. - 2014. – Vol.58. – P.71-84.

165. Fuhrmann, G. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)–durability and influence of surface conditioning. / G. Fuhrmann, M. Steiner, S. Freitag-Wolf, M. Kern // Dent. Mater. – 2014. – Vol.30. – P. 357–363.

166. Gantait, S. Comparative assessment of the effectiveness of different cleaning methods on the growth of *Candida albicans* over acrylic surface / S. Gantait, J. Bhattacharyya, S. Das et al. // Contemp. Clin. Dent. – 2016. – Vol.7(3). – P.336–342.

167. Gao, S. Effects of Different pH-Values on the Nanomechanical Surface Properties of PEEK and CFR-PEEK Compared to Dental Resin-Based Materials. / S. Gao, S. Gao, B. Xu, H. Yu // *Materials (Basel)*. – 2015. – Vol. 8(8). – P.4751–4767.
168. Garcia-Gonzalez, D. Mechanical impact behavior of polyether-ether-ketone (PEEK). / D. Garcia-Gonzalez, A. Rusinek, T. Jankowiak, A. Arias // *Composite Structures*. – 2015. – Vol. 124. – P.88-99.
169. Georgiev, J. Possible application of BIOHPP in prosthetic dentistry: a literature review. / J. Georgiev, A. Vlahova, H. Kissov, S. Aleksandrov, R. Kazakova. // *J. IMAB*. – 2018. – Vol. 24(1). – P.1896–1898.
170. Gharechahi, J. Dimensional changes of acrylic resin denture bases: conventional versus injection-molding technique. / J. Gharechahi, N. Asadzadeh, F. Shahabian, M. Gharechahi // *J. Dent. (Tehran)*. – 2014. – Vol.11(4). – P.398-405.
171. Gharechahi, J. Flexural strength of acrylic resin denture bases processed by two different methods. / Gharechahi, N. Asadzadeh, F. Shahabian, M. Gharechahi // *J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospects*. – 2014. – Vol.8(3). – P.148-152.
172. Goiato, M.C. Temporary flexible immediately removable partial denture: a case report. / M.C. Goiato, S.R. Panzarini, C. Tomiko, E.R. Luvizuto // *Dent Today*. – 2008. – Vol.27(3). – P.114, 116.
173. Hahnel, S. Adhesion of *Streptococcus mutans* NCTC 10449 to artificial teeth: an in-vitro study. / S. Hahnel, M. Rosentritt, R. Bürgers, G. Handel // *J. Prosthet. Dent*. – 2008. – Vol.100. – P.309–315.
174. Hahnel, S. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. / S. Hahnel, A. Wieser, R. Lang, M. Rosentritt // *Clin. Oral Implants Res*. – 2015. – Vol. 26 (11). – P.1297–1301.
175. Hahnel, S. Interim rehabilitation of occlusal vertical dimension using a double-crown-retained removable dental prosthesis with polyetheretherketone framework. / S. Hahnel, C. Scherl, M. Rosentritt // *J. Prosthet. Dent*. – 2018. – Vol.119 (3). – P.315–318.

176. Hallmann, L. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. / L. Hallmann, A. Mehl, N. Sereno, C.H.F. Hämmerle // *Applied Surface Science*. – 2012. – Vol.258 (18). – P.7213– 7218.

177. Hamanaka, I. Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. / I. Hamanaka, H. Shimizu, Y. Takahashi // *Acta Odontol. Scand*. – 2011. – Vol.69(1). – P.727-729.

178. Harb, I.E. CAD/CAM Constructed Poly(etheretherketone) (PEEK) Framework of Kennedy Class I Removable Partial Denture: A Clinical Report. / I.E. Harb, E.A. Abdel-Khalek, S.A. Hegazy // *J. Prosthodont*. 2018. Oct 21. doi: 10.1111/jopr.12968.

179. Hassan, A.M. The effect of three polishing systems on surface roughness of flowable, microhybrid, and packable resin composites. / A.M. Hassan, S.M. Nabih, H.M. Mossa, K. Baroudi // *J. Int. Soc. Prev. Community Dent*. – 2015. – Vol.5. – P.242–247.

180. Hayran, Y. Determination of the effective anticandidal concentration of denture cleanser tablets on some denture base resins. / Y. Hayran, I. Sarikaya, A. Aydin, Y.H. Tekin // *J. Appl. Oral Sci*. – 2018. – Vol.26. – P.e20170077.

181. Hee, H.T. Rationale for use of polyether ether ketone polymer interbody cage device in cervical spine surgery. / H.T. Hee, V. Kundnani // *Spine J*. - 2010. – Vol. 10. – P.66–69.

182. Heimer, S. Discoloration of PMMA, composite and PEEK. / S. Heimer, P.R. Schmidlin, B. Stawarczyk // *Clin. Oral Investig*. – 2017. – Vol.21(4) . – P.1191–1200.

183. Heimer, S. Effect of different cleaning methods of polyetheretherketone on surface roughness and surface free energy properties. / S. Heimer, P.R. Schmidlin, B. Stawarczyk // *J. Appl. Biomater. Funct. Mater*. – 2016. – Vol.14(3) . – P.e248–255.

184. Heimer, S. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. / S. Heimer, P.R. Schmidlin, M. Roos, B. Stawarczyk // *J. Prosthet. Dent*. March. – 2017. – Vol.117(3). – P.419–425.

185. Henriques, B. Influence of laser structuring of PEEK, PEEK-GF30 and PEEK-CF30 surfaces on the shear bond strength to a resin cement. / B. Henriques, D. Fabris, J. Mesquita-Guimarães et al. // J. Mech. Behav. Biomed. Mater. – 2018. – Vol. 84. – P.225-234.
186. Hu, F. Using intraoral scanning technology for three-dimensional printing of Kennedy Class I removable partial denture metal framework: A clinical report. / F. Hu, Z. Pei, Y. Wen // J. Prosthodont. – 2017. <https://doi.org/10.1111/jopr.12712>.
187. Ichikawa, T. Use of a Polyetheretherketone Clasp Retainer for Removable Partial Denture: A Case Report. / Ichikawa Tetsuo, K. Kurahashi, L. Liu // Dent. J. - 2019. – Vol.7(1). – P.4.
188. Ionescu, A. Influence of surface properties of resin-based composites on in vitro Streptococcus mutans biofilm development. / A. Ionescu, E. Wutscher, E. Brambilla et al. // Eur. J. Oral Sci. – 2012. – Vol.120. – P.458–465.
189. Jassim, N.A. Evaluation of the effect of different surface treatments on bond strength of heat cured acrylic resin at Co-Cr alloy and PEEK polymer interface. / N.A. Jassim, M.A.-R. Jaber // Int. J. Med. Res. Health Sci. – 2019. – Vol. 8(1). – P.71-83.
190. Jefferies, S.R. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a stateof-the-art review. / S.R. Jefferies // Dent. Clin. North Am. – 2007. – Vol.51. – P.379–397.
191. Johansson, P. Biomechanical evaluation and surface characterization of a nano-modified surface on PEEK implants: a study in the rabbit tibia. / P. Johansson, R. Jimbo, P. Kjellin et al. // Int. J. Nanomed. - 2014. – Vol.9. – P.3903.
192. Jose, A. Reducing the incidence of denture stomatitis: are denture cleansers sufficient? / A. Jose, B.J. Coco, S. Milligan et al. // J Prosthodont. – 2010. – Vol.19. – P.252–257.
193. Kanie, T. Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth-urethane polymer composite. / T. Kanie, H. Arikawa, K. Fujii et al. // Dent. Mater. – 2004. – Vol.20. – P.709-716.

194. Kaplan, P. Flexible removable partial dentures: design and clasp concepts. / P. Kaplan // Dent. Today. – 2008. – Vol.120. – P.122-123.
195. Katsumata, Y. Bonding strength of autopolymerizing resin to nylon denture base polymer. / Y. Katsumata, S. Hojo, N. Hamano et al. // Dent. Mater. J. – 2009. – Vol.28 (4). – P.409-418.
196. Katzer, A. Polyetheretherketone – cytotoxicity and mutagenicity in vitro. / A. Katzer, H. Marquardt, J. Westendorf et al. // Biomaterials. – 2002. – Vol.23(8). – P.1749–1759.
197. Kern, M. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). / M. Kern, F. Lehmann // Dent. Mater. – 2012. – Vol.28(12). – P.1280–1283.
198. Keul, C. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. / C. Keul, A. Liebermann, P.R. Schmidlin et al. // J. Adhes. Dent. – 2014. – Vol. 16. – P.383–392.
199. Kistler, F. PEEK–Hochleistungskunststoffe im implantatprothetischen Workflow. / F. Kistler, S. Adler, S. Kistler et al. // Implantologie J. – 2013. – Vol. 7. – P.17–42.
200. Koch, F. Osseointegration of one–piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. / F. Koch, D. Weng, S. Kramer et al. // Clin. Oral Implants Res. – 2010. – Vol. 21. – P.350–356.
201. Kolbeck, C. Biofilm Formation on Polyetheretherketone Surfaces and Cleaning Options. / C. Kolbeck, N. Sereno, M. Rosentritt, G. Handel // IADR Congress, At Seattle, USA. - January 2013.
202. Kolbeck, C. Fracture force of tooth–tooth–and implant–tooth–supported all–ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customized zirconia implant abutments. / C. Kolbeck, M. Behr, M. Rosentritt, G. Handel // Clin. Oral Implants Res. – 2008. – Vol. 19. – P.1049–1053.
203. Koltenbrader, P.E. Oral multispecies biofilm development and key role of cell–cell distance. / P.E. Koltenbrader, R.J. Palmer, S. Periasami, N.S. Jacubovich // Nat. Rev. Microbiol. – 2010. – Vol. 8(7). – P.471–80.

204. Koutouzis, T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. / T. Koutouzis, J. Richardson, T. Lundgren // J. Oral Implantol. – 2011. – Vol.37. – P.174–182.

205. Kumar, M.N. Efficacy of commercial and household denture cleansers against *Candida albicans* adherent to acrylic denture base resin: An in vitro study. / M.N. Kumar, H.M. Thippeswamy, K.N. Raghavendra Swamy et al. // Indian J. Dent. Res. – 2012. – Vol.23. – P.39–42.

206. Kumari, R.V. Evaluation of the effect of surface polishing, oral beverages and food colorants on color stability and surface roughness of nanocomposite resins. / R.V. Kumari, H. Nagaraj, K. Siddaraju, R.K. Poluri // J. Int. Oral Health. – 2015. – Vol.7. – P.63–70.

207. Kuramitsu, H.K. Interspecies interactions within oral microbial communities. / H.K. Kuramitsu, X. He, R. Lux, M.H. Anderson, W. Shi // Microbiol. Mol. Biol. Rev. – 2007. – Vol. 71(4). – P.653–670.

208. Kurtz, S.M. PEEK biomaterials handbook: 1st ed. / S.M. Kurtz – Waltham, William Andrew, Inc.; 2012. – 306 p.

209. Kurtz, S.M. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. / S.M. Kurtz, J.N. Devine // Biomaterials. – 2007. – Vol. 28. – P.4845–4869.

210. Le Bars, P. Relationship between removable prosthesis and some systemics disorders. / P. Le Bars, A.A. Kouadio, J.K. N'goran et al. // J. Indian. Prosthodont. Soc. – 2015. – Vol. 15. – P.292–299.

211. Lee, W. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. / W. Lee, J. Koak, Y. Lim et al. // J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl. Biomater. – 2012. – Vol. 100. – P.1044–1052.

212. Lekha, K. Acetal resin as an esthetic clasp material. / K. Lekha, N.P. Savitha, M. Roseline, R.K. Nadiger // J. Inter. Dis. Dent. - 2012. – Vol.2(1) . – P.11–14.

213. Lethaus, B. Cranioplasty with customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model. / B. Lethaus, Y. Safi, M. Ter Laak-Poort et al. // J. Neurotrauma. - 2012. – Vol. 29(6). – P.1077-1083.

214. Li, C.S. The use of carbon-fiberreinforced (CFR) PEEK material in orthopedic implants: a systematic review. / C.S. Li, C. Vannabouathong, S. Sprague, M. Bhandari // Clin. Med. Insights Arthritis Musculoskelet. Disord. - 2015. – Vol. 3(8). – P.33-45.
215. Liebermann, A. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. / A. Liebermann, T. Wimmer, P.R. Schmidlin et al. // J. Prosthet. Dent. – 2016. – Vol. 115(3). – P.321–8.e2.
216. Loktionova, M.V. Rehabilitation of patients with total mandible defects. / M.V. Loktionova, A.G. Zhakhbarov, A.V. Yumashev, A.S. Utyuzh, I.V. Nefedova // The USA Journal of Applied Sciences. - 2016. - № 2. - C. 10-12.
217. Lümke, N. Bonding to different PEEK compositions: The impact of dental light curing units. / N. Lümke, M. Eichberger, B. Stawarczyk // Materials (Basel). – 2017. – Vol.10 (1). – P.67.
218. Ma, R. Current Strategies to Improve the Bioactivity of PEEK. / R. Ma, T. Tang // Int. J. Mol. Sci. – 2014. – Vol.15 (4). – P. 5426–5445.
219. Maekawa, M. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. / M. Maekawa, Z. Kanno, T. Wada et al. // Dent. Mater. J. – 2015. – Vol. 34. – P.114–119.
220. Maitz, M.F. Applications of synthetic polymers in clinical medicine. / M.F. Maitz // Biosurf. Biotribol. – 2015. – Vol.1. – P. 161–176.
221. Manish, G. Titanium allergy: A literature review. / G. Manish, G. Chandu, K.M. Sunil, G. Siddharth // Indian J. Dermatol. – 2014. – Vol.59. – P.630.
222. Mark, H.F. Encyclopedia of polymer science and technology, concise. / H.F. Mark – John Wiley & Sons. – 2013. – P. 5–1376.
223. McCabe, J.F. Applied dental materials. / J.F. McCabe, A. Walls – John Wiley & Sons, Hoboken, NJ, USA, 2013. – 312 p.
224. Moosazadeh, M. Denture stomatitis and *Candida albicans* in Iranian population: A systematic review and meta-analysis. / M. Moosazadeh, M. Akbari, R. Tabrizi et al. // J. Dent. (Shiraz). – 2016. – Vol. 17(3 Suppl). – P.283–292.

225. Muhsin, S.A. Effects of novel polyetheretherketone (PEEK) clasp design on retentive force at different tooth undercuts. / S.A. Muhsin, D.J. Wood, A. Johnson et al. // JODR. - 2018. – Vol. 2 (5). – P.13-25.
226. Müller, F. Oral health for an ageing population: the importance of a natural dentition in older adults. / F. Müller, Y. Shimazaki, F. Kahabuka, M. Schimmel // Int. Dent. J. – 2017. – Vol.67, Suppl 2. – P.7–13.
227. Najeeb, S. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. / S. Najeeb, M.S. Zafar, Z. Khurshid, F. Siddiqui // J. Prosthodont. Res. – 2016. – Vol.60. – P.12–19.
228. Najeeb, S. Nanomodified peek dental implants: bioactive composites and surface modification - a review. / S. Najeeb, Z. Khurshid, J.P. et al. // Int. J. Dent. - 2015. - Article ID 381759.
229. Nakahara, I. In vivo implant fixation of carbon fiberreinforced PEEK hip prostheses in an ovine model. / I. Nakahara, M. Takao, S. Bandoh et al. // J. Orthop. Res – 2013. – Vol.31. – P.485–492.
230. Nakahara, I. Interfacial shear strength of bioactive-coated carbon fiber reinforced polyetheretherketone after in vivo implantation. / I. Nakahara, M. Takao, T. Goto et al. // J. Orthop. Res. – 2012. – Vol.30. – P.1618–1625.
231. Nakamura, K. Zirconia as a dental implant abutment material: A systematic review. / K. Nakamura, T. Kanno, P. Milleding, U. Ortengren // Int. J. Prosthodont. – 2010. – Vol.23. – P.299–309.
232. Nesreen, E.M. Retentive force and surface roughness of partial removable frameworks fabricated from conventional chrome–cobalt and Cad/Cam modified poly–ether–etherketone materials (within–subject evaluation). / E.M. Nesreen, G. El Sayed // Egypt. Dent. J. – 2016. – Vol. 62(4). – P.5055-5062.
233. Neumann, E.A. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. / E.A. Neumann, C.C. Villar, F.M. França // Braz. Oral Res. - 2014. – Vol.28(1). – P.1-5.

234. Nieminen, T. Amorphous and crystalline polyetheretherketone: mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. / T. Nieminen, I. Kallela, E. Wuolijoki et al. // J. Biomed. Mater. Res. Part A. – 2008. – Vol. 84. – P.377–383.
235. O'Donnell, L.E. Dentures are a reservoir for respiratory pathogens. / L.E. O'Donnell, K. Smith, C. Williams et al. // J. Prosthodont. – 2016. – Vol. 25 (2). – P.99–104.
236. Ortega-Martínez, J. Polyetheretherketone (PEEK) as a medical and dental material. A literature review. / J. Ortega-Martínez, M. Farré-Lladós, J. Cano-Batalla et al. // Med. Res. Arch. – 2017. – Vol. 5(5). – 1-8.
237. Osada, H. Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force. / H. Osada, H. Shimpo, T. Hayakawa, C. Ohkubo // Dent. Mater. J. – 2013. – Vol.32(3). – P.381-389.
238. Paranhos, H.F. Color stability, surface roughness and flexural strength of an acrylic resin submitted to simulated overnight immersion in denture cleansers. / H.F. Paranhos, A. Peracini, M.X. Pisani et al. // Braz. Dent. J. – 2013. – Vol.24 (2). – P.152–156.
239. Park, Jin-Young Evaluation of the marginal and internal gaps of three different dental prostheses: comparison of the silicone replica technique and three-dimensional superimposition analysis. / Jin-Young Park, So-Yeon Bae, Jae-Jun Lee, Ji-Hwan Kim, Hae-Young Kim // J. Adv. Prosthodont. – 2017. – Vol.9 (3). – P. 159–169.
240. Parvizi, A. Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. / A. Parvizi, T. Lindquist, R. Schneider et al. // J. Prosthodont. – 2004. – Vol.13. – P.83-89.
241. Pereira, C.A. Opportunistic microorganisms in individuals with lesions of denture stomatitis. / Pereira C.A., Toledo B.C., Santos C.T. et al. // Diagn. Microbiol. Infect. Dis. – 2013. – Vol.76 (4). – P.419–424.
242. Phoenix, R.D. Stewart's clinical removable partial prosthodontics (ed 3). / R.D. Phoenix, D.R. Cagna, C.F. DeFreest – Chicago, Quintessence, 2003. – P.19-103.

243. Pinke, K.H. Decreased production of proinflammatory cytokines by monocytes from individuals presenting Candida-associated denture stomatitis. / K.H. Pinke, P. Freitas, N.A. Viera et al. // *Cytokine*. – 2016. – Vol. 77. – P.145–151.
244. Powers, J.M. Dental materials - properties and manipulation. 10th ed. / J.M. Powers, J.C. Wataha. – Mosby Elsevier Ltd., Edinburg, 2014. – P.19-24, 239-251, 267-278.
245. Przybylowska, D. Potential respiratory pathogens colonisation of the denture plaque of patients with chronic obstructive pulmonary disease. / D. Przybylowska, E. Mierzwinska-Nastalska, E. Swoboda-Kopec et al. // *Gerodontology*. – 2016. – Vol. 33. – P.322–327.
246. Rabiei, A. Processing and evaluation of bioactive coatings on polymeric implants. / A. Rabiei, S. Sandukas // *J. Biomed. Mater. Res. Part A*. - 2013. – Vol.101. – P.2621–2629.
247. Ramage, G. Impact of frequency of denture cleaning on microbial and clinical parameters – a bench to chairside approach. / G. Ramage, L. O'Donnell, L. Sherry et al. // *J. Oral Microbiol.* – 2019. – Vol.11 (1):1538437.
248. Reddy, J.C. Comparison of Retention of Clasps Made of Different Materials Using Three-Dimensional Finite Element Analysis. / J.C. Reddy, S.B. Chintapatla, N.K. Srikakula et al. // *J. Clin. Diagn. Res.* – 2016. – Vol. 10(5). – P.ZC13–ZC16.
249. Reich, S. Clinical fit of all–ceramic three–unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. / S. Reich, M. Wichmann, E. Nkenke, P. Proeschel // *Eur. J. Oral Sci.* – 2005. – Vol. 113. – P.174–179.
250. Rodriguez, E. Poly ether ether ketone custom-made implants for cranio facial defects: report of 14 cases and review of the literature. / E. Rodriguez // *J. Craniomaxillofac. Surg.* - 2015. – Vol. 43(7). – P.1232-1238.
251. Rzanny, A. BioHPP summary of results for material tests. Research Report. / A. Rzanny, R. Gobel, M. Fachet – Jena, Germany, University of Jena, Department of Materials and Technology, 2013. – S.19.

252. Sadek, S.A. Comparative study clarifying the most suitable material to be used as partial denture clasps open access maced. / Sadek S.A., M.D. Wessam, H. Hala // J. Med. Sci. – 2018. – Vol. 20(6). – P.1111–1119.

253. Saini, M. Implant biomaterials: a comprehensive review. / M. Saini, Y. Singh, P. Arora et al. // World J. Clin. Cases. – 2015. – Vol.3. – P. 52–57.

254. Santing, H.J. Fracture strength and failure mode of maxillary implant–supported provisional single crowns: A comparison of composite resin crown fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. / H.J. Santing, H.J.A. Meijer, G.M. Raghoobar, M. Özcan // Clin. Implant Dent. Relat. Res. – 2012. – Vol. 14. – P.882–889.

255. Sarikaya, I. Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. / I. Sarikaya, A.U. Gueler // J. Appl. Oral Sci. – 2010. – Vol.18. – P.10–16.

256. Sarot, J.R. Evaluation of the stress distribution in CFR–PEEK dental implants by the three–dimensional finite element method. / J.R. Sarot, C.M.M. Contar, A.C.C. da Cruz, R. de Souza Magini // J. Mater. Sci. Mater. Med. – 2010. – Vol. 21. – P.2079–2085.

257. Savic, D. PEEK: вопросы и ответы. / D. Savic // Новое в стоматологии. – 2018. – №5/233. – С. 50–53.

258. Schalock, P.C. Hypersensitivity reactions to metallic implants–Diagnostic algorithm and suggested patch test series for clinical use. / P.C. Schalock, T. Menné, J.D. Johansen et al. // Contact Dermat. – 2012. – Vol. 66. – P.4–19.

259. Schmidlin, P.R. Effect of different surface pre–treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. / P.R. Schmidlin, B. Stawarczyk, M. Wieland et al. // Dental Mater. – 2010. – Vol. 26. – P.553–559.

260. Schwitalla, A. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. / A.D Schwitalla., T. Spintig, I. Kallage, W.D. Müller // Dent. Mater. - 2015. – Vol. 31(11). – P.1377–1384.

261. Schwitalla, A. PEEK dental implants: a review of the literature. / A. Schwitalla, W. Muller // J. Oral Implantol. – 2013. – Vol. 39. – P.743–749.

262. Scolozzi, P. Complex orbito-fronto-temporal reconstruction using computer designed PEEK implant. / P. Scolozzi, A. Martinez, B. Jaques // *J. Craniofac. Surg.* - 2007. – Vol. 18(1). – P.224-228.
263. Sedghizadeh, P.P. Opportunistic oral infections. / P.P. Sedghizadeh, S. Mahabady, C.M. Allen // *Dent. Clin. North Am.* – 2017. – Vol.61. – P.389–400.
264. Siewert, B. A new group of material in dentistry. Peek as a framework material used in 12–piece implant–supported bridges. / B. Siewert, M. Parra // *Z. Zahnärztl. Implantol.* – 2013. – Vol.29. – P.148–159.
265. Silthampitag, P. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. / P. Silthampitag, P. Chaijareenont, K. Tattakorn et al. // *Dent. Mater J.* – 2016. – Vol.35(4). – P.668–674.
266. Silva, F.C. Effectiveness of six different disinfectants on removing five microbial species and effects on the topographic characteristics of acrylic resin. / F.C. Silva, E.T. Kimpara, M.N. Mancini et al. // *J. Prosthodont.* – 2008. – Vol.17(8). – P.627–633.
267. Silva, P.M. Effect of repeated immersion solution cycles on the color stability of denture tooth acrylic resins. / P.M. Silva, E.J. Acosta, M. Jacobina et al. // *J. Appl. Oral Sci.* – 2011. – Vol.19(6). – P.623–627.
268. Silva, S.S. Occurrence and antimicrobial susceptibility of enteric rods and pseudomonads isolated from the dental prostheses biofilm. / S.S. Silva, M.O. Ribeiro, F.I. Gomes et al. // *J. Appl. Oral Sci.* – 2016. – Vol.24. – P.462–471.
269. Sinha, N. Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. / N. Sinha, N. Gupta, K.M. Reddy, Y.M. Shastri // *J. Indian Prosthodont. Soc.* – 2017. – Vol.17 (1). – P.80–83.
270. Skirbutis, G. PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. A review. / G. Skirbutis, A. Dzingutė, V. Masiliūnaitė et al. // *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal.* – 2018. – Vol. 20, №2. – P.54–58.
271. Sobolewska, E. Bacteria adhesion to the surface of various prosthetics materials. / E. Sobolewska, B. Fraczak, D. Czarnomysy–Furowicz et al. // *Ann. Acad. Med. Stetin.* – 2007. – Vol.53(2). – P.68–71.

272. Sproesser, O. Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. / O. Sproesser, P.R. Schmidlin, J. Uhrenbacher et al. // J. Adhes. Dent. – 2014. – Vol. 16. – P.465–472.

273. Stawarczyk, B. et al. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and airabrasion parameters. / B. Stawarczyk, S. Taufall, M. Roos et al. // Clin. Oral Investig. – 2018. – Vol. 22(2). – P. 763-771.

274. Stawarczyk, B. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. / B. Stawarczyk, N. Bähr, F. Beuer et al. // Clin. Oral Investig. - 2014. – Vol. 18(1). – P.163–170.

275. Stawarczyk, B. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. / B. Stawarczyk, A. Ender, A. Trottmann et al. // Clin. Oral Investig. – 2012. – Vol. 16. – P.1669–1677.

276. Stawarczyk, B. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. / B. Stawarczyk, P. Jordan, P.R. Schmidlin, M. Roos, M. Eichberger, W. Gernet, C. Keul // J. Prosthet. Dent. – 2014. – Vol.112. – P.1278–1288.

277. Stawarczyk, B. Polyetheretherketone – a suitable material for fixed dental prostheses? / B. Stawarczyk, F. Beuer, T. Wimmer et al. // J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl. Biomater. – 2013. – Vol. 101. – P.1209–1216.

278. Stawarczyk, B. Spectrophotometric evaluation of Polyetheretherketone (PEEK) as a core material and a comparison with gold standard core materials. / B. Stawarczyk, P. Schmid, M. Roos, M. Eichberger, P.R. Schmidlin // Materials (Basel). – 2016. – Vol.9 (6). – P.491.

279. Stawarczyk, B. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. / B. Stawarczyk, C. Keul, F. Beuer et al. // Dent Mater J. – 2013. – Vol. 32(3). – P. 441–448.

280. Stawarczyk, B. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. / B. Stawarczyk, M. Eichberger, J. Uhrenbacher et al. // Dent. Mater. J. – 2015. – Vol. 34. – P.7–12.

281. Stock, V. Retention force of differently fabricated telescopic PEEK crowns with different tapers. / V. Stock, C. Wagner, S. Merk et al. // *Dent. Mater. J.* – 2016. – Vol.35. – P.594–600.

282. Su, Chen–Ying Rapid Analyses of Polyetheretherketone Wear Characteristics by Accelerated Wear Testing with Microfabricated Surfaces for Artificial Joint Systems. / Chen–Ying Su, Chien–Wei Kuo, Hsu–Wei Fang // *Biomed. Res. Int.* – 2017; 2017: 5979564.

283. Suska, F. Enhancement of CRF-PEEK osseointegration by plasma-sprayed hydroxyapatite: a rabbit model. / F. Suska, O. Omar, L. Emanuelsson et al. // *J. Biomater. Appl.* – 2014. – Vol.29. – P.234–242.

284. Swelem, A.A. Surface roughness and internal porosity of partial removable dental prosthesis frameworks fabricated from conventional wax and light-polymerized patterns: A comparative study. / A.A. Swelem, M.H. Abdelnabi, A.A. Al-Dharrab, H.F. AbdelMaguid // *J. Prosthet. Dent.* – 2014. – Vol.111(4). P.335-341.

285. Takabayashi, Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. / Y. Takabayashi // *Dent. Mater. J.* – 2010. – Vol.29(4). – P.353-361.

286. Takahashi, Y. Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. / Y. Takahashi, I. Hamanaka, H. Shimizu // *Acta Odontol. Scand.* – 2012. – Vol.70. – P.297-302.

287. Tannous, F. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. / F. Tannous, M. Steiner, R. Shahin, M. Kern // *Dental. Mater.* – 2012. – Vol. 28. – P.273–278.

288. Taufall, S. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. / S. Taufall, M. Eichberger, P.R. Schmidlin, B. Stawarczyk // *Clin. Oral Investig.* - 2016. – Vol.20. – P.2493–2500.

289. Tetelman, E.D. A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. / E.D. Tetelman, C.A. Babbush // *Implant. Dent.* – 2008. – Vol.17. – P. 51–58.

290. Thomas, S.A. Acetal resin - A quantum leap in aesthetic restorative dentistry. / S.A. Thomas, V.V. Nandini // *IJCDS.* – 2011. – Vol. 4. – P.56-59.

291. Toth, J.M. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. / J.M. Toth, M. Wang, B.T. Estes et al. // *Biomaterials*. – 2006. – Vol. 27(3). – P.324–334.
292. Ucar, Y. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. / Y. Ucar, T. Akova, I. Aysan // *J. Prosthodont*. – 2012. – Vol.21. – P.173–176.
293. Uhrenbacher, J. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. / J. Uhrenbacher, P.R. Schmidlin, C. Keul et al. // *J. Prosthet. Dent*. – 2014. – Vol. 112. – P.1489–1497.
294. Val, J.E.M. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. / J.E.M. Val, G. Gómez-Moreno, C.P.A. Martínez et al. // *Ann. Anat*. – 2016. – Vol. 206. – P.104–109.
295. Van Noort, R. Introduction to dental materials (4th ed). / R. Van Noort. – Mosby Elsevier Ltd., Edinburg, 2013. – 264 p.
296. Wagner, C. Retention load of telescopic crowns with different taper angles between cobalt-chromium and polyetheretherketone made with three different manufacturing processes examined by pull-off test. / C. Wagner, V.Stock, S. Merk et al. // *J. Prosthodont*. - 2018. – Vol.27(2). – P.162-168.
297. Wang, H. Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated poly aryl-ether-ether-ketone. / H. Wang, M. Xu, W. Zhang et al. // *Biomaterials*. – 2010. – Vol. 31. – P.8181–8187.
298. Wang, L. Polyetheretherketone/ nano-fluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. / L. Wang, S. He, X. Wu et al. // *Biomaterials*. – 2014. – Vol.35. – P.6758–6775.
299. Wang, L. Study of oral microbial adhesion and biofilm formation on the surface of nano-fluorohydroxyapatite/polyetheretherketone composite. / L. Wang, H. Zhang, Y. Deng et al. // *Chinese Journal of Stomatology*. – 2015. – Vol. 50(6). – P.378–382.

300. Waser-Althaus, J. Differentiation of human mesenchymal stem cells on plasma-treated polyetheretherketone. / J. Waser-Althaus, A. Salamon, M. Waser et al. // J. Mater. Sci. Mater. Med. - 2014. – Vol.25. – P.515–525.
301. Whitty, T. PEEK A new material for CAD CAM dentistry. / T. Whitty - Juvora Dental Innovations 2014. Access date: 18 May 2018, Weblink
302. Wiesli, M.G. High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials: A Review. / M.G. Wiesli, M. Özcan // Implant Dent. – 2015. – Vol. 24(4). – P.448–57.
303. Williams, D.L. A modified CDC biofilm reactor to produce mature biofilms on the surface of peek membranes for an in vivo animal model application. / D.L. Williams, K.L. Woodbury, B.S. Haymond et al. // Curr. Microbiol. - 2011. – Vol.62 (6). – P.1657–1663.
304. Wimmer, T. Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. / T. Wimmer, A.M.S. Huffmann, M. Eichberger et al. // Dent. Mater. - 2016. – Vol. 32. – P.e127–e136.
305. Wu, T. Development of *in vitro* denture biofilm models for halitosis related bacteria and their application in testing the efficacy of antimicrobial agents. / T. Wu, X. He, H. Lu et al. // Open Dent J. – 2015. – Vol. 9. – P.125–131.
306. Young B.C. A comparison of polymeric denture base materials. [M.S. thesis]. / B.C. Young. – Glasgow, UK: University of Glasgow, 2010.
307. Young, B. Attachment of *Candida albicans* to denture base acrylic resin processed by three different methods. / Young B., Jose A., Cameron D. et al. // Int. J. Prosthodont. – 2009. – Vol. 22(5). – P.488–489.
308. Zafar, M.S. Nanoindentation and surface roughness profilometry of poly methyl methacrylate denture base materials. / M.S. Zafar, N. Ahmed // Technol. Health Care. - 2014. – Vol.22. – P.573–581.
309. Zhao, M. Quantitative proteomic analysis of human osteoblast-like MG-63 cells in response to bioinert implant material titanium and polyetheretherketone. / M. Zhao, M. An, Q. Wang et al. // J. Proteomics. – 2012. – Vol. 75. – P.3560–3573.

310. Zhou, L. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. / L. Zhou, Y. Qian, Y. Zhu et al. // Dent. Mater. – 2014. – Vol. 30(8). – P.209–215.

311. Zoidis, P. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. / P. Zoidis, I. Papathanasiou, G. Polyzois // J. Prosthodont. – 2016. – Vol. 25(7). – P.580–584.

312. Zok, F. Property maps for abrasion resistance of materials. / F. Zok, A. Miserez // Acta Mater. – 2007. – Vol. 55. – P.6365–6371.

ПРИЛОЖЕНИЕ

Анкета для пациентов

Общие вопросы

1. Ф.И.О.

2. Возраст

3. Пол

4. Использовали ли Вы ранее съемный зубной протез?

— да

— нет

5. Курите ли Вы?

— да

— нет

6. Употребляете ли Вы крепкий чай, кофе, красное вино?

— редко

— каждый день

— несколько раз в день

7. Режим пользования протезом?

— постоянно

— только днем

— во время приема пищи

8. Как Вы храните съемные зубные протезы?

— в емкости с водой

— на открытом воздухе

— другим способом

9. Как часто Вы ухаживаете за протезом?

— нерегулярно

— 1 раз в день

— 2 раза в день, утром и вечером

— после каждого приема пищи

10. Какую поверхность съемного зубного протеза вы очищаете от зубного налета?

— только поверхность искусственных зубов

— только внутреннюю поверхность протеза

— только наружную поверхность протеза

— зубы и все поверхности

11. Какие средства Вы применяете для гигиенического ухода за протезом и полостью рта?

- зубную щетку и пасту
- специальные средства

Вопросы для оценки качества съемных протезов:

12. Через какой промежуток времени Вы адаптировались к протезу?

- 1 – через 1 неделю
- 2 – через 2 недели
- 3 – через 3 недели
- 4 – через месяц
- 5 – не смогли привыкнуть

13. Как Вы оцениваете качество изготовленного протеза?

- 1 – отличное
- 2 – очень хорошее
- 3 – хорошее
- 4 – удовлетворительное
- 5 – неудовлетворительное

14. Есть ли у Вас жалобы на плохую фиксацию съемного зубного протеза:

- 1 – нет
- 2 – при разговоре
- 3 – при жевании
- 4 – при глотании
- 5 – в состоянии покоя

15. После протезирования у Вас появились сложности с произношением некоторых звуков?

- 1 – нет
- 2 – легкие
- 3 – умеренные
- 4 – сильные
- 5 – очень сильные

16. Возникали ли у Вас неприятные ощущения после пользования съемным протезом: боль, отек, чувство жжения?

- 1 – нет
- 2 – легкие
- 3 – умеренные

4 – сильные

5 – очень сильные

17. Ощущаете ли Вы после протезирования сухость во рту?

1 – нет

2 – иногда

3 – часто

4 – очень часто

5 – постоянно

18. Отмечаете ли Вы изменения цвета базиса съемного протеза через 12 месяцев?

1 – нет

2 – незначительные

3 – значительные

4 – сильные

5 – очень сильные