

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего
образования
«Российский Университет Дружбы Народов (РУДН) имени Патриса Лумумбы»
Медицинский институт
Кафедра ортопедической стоматологии

На правах рукописи

Терехов Матвей Сергеевич

**Применение цифровых технологий при ортопедическом лечении пациентов
съёмными зубными протезами**

3.1.7. Стоматология
Диссертация на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук, доцент
Апресян Самвел Владиславович

Москва, 2024

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
Глава 1. ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР.....	10
1.1. Введение.....	10
1.2. Современные технологии, используемые для изготовления полных съёмных зубных протезов.....	14
1.3. Конструкционные материалы, использующиеся при изготовлении полных съёмных зубных протезов.....	22
1.4. Проблематика современных методов изготовления полных съёмных зубных протезов.....	33
Глава 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	42
2.1. Дизайн исследования.....	42
2.2. Разработка способа изготовления съёмных зубных протезов.....	44
2.3. Методы лабораторных исследований.....	46
2.4. Методы клинического исследования.....	52
2.4.1. Общая характеристика пациентов и полных съёмных зубных протезов.....	52
2.4.2. Методы клинической оценки эффективности полных съёмных зубных протезов.....	55
2.5. Статистическая обработка результатов исследований.....	58
Глава 3. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	59
3.1. Решение задачи монолитного соединения современных зубных протезов.....	59
3.2. Способ изготовления съёмных зубных протезов.....	59
3.3. Результаты лабораторных исследований.....	62
3.4. Результаты клинического исследования.....	69
3.4.1. Общая характеристика проведённого лечения на примере клинического случая.....	69

3.4.2. Клиническая оценка результатов использования протезов изготовленных по предложенному способу.....	83
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	109
ВЫВОДЫ.....	117
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	118
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	119
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	121
ПРИЛОЖЕНИЯ.....	135

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность и степень разработанности темы исследования:

Увеличение в последние годы людей пожилого и старческого возраста в России и других странах мира, является особенностью последних лет. За последние 70 лет численность людей старше 60 лет увеличилось более чем в 3 раза [25, 141]. Данная особенность несёт за собой проблему наличия большого числа людей с полностью беззубыми челюстями. Решение вышеуказанной проблемы происходит при помощи изготовления полных съёмных зубных протезов [16, 17].

На сегодняшний день существует несколько способов изготовления полных съёмных зубных протезов, среди них, традиционные или аналоговые и современные, к ним относятся использование цифровых технологий [2, 7, 53, 134]. К цифровым методам изготовления протезов относятся: фрезерование (субтрактивные технологии) и прототипирование (аддитивные технологии) [65, 75, 123]. Существуют различные цифровые протоколы [122, 125], по которым можно производить изготовление полных съёмных зубных протезов за меньшее количество посещений пациентом клиники, чем при аналоговых способах изготовления протезов, что даёт ряд преимуществ относительно аналоговых способов.

Конструкции фрезерованных протезов обладают хорошими физико-химико-механическими свойствами, позволяющими применять их для получения окончательных протезов [83, 104, 112].

Одной из проблем фрезерованных полных съёмных зубных протезов, является отсутствие прецизионной постановки и качественной равномерной фиксации в базисе протезов зубов. Традиционно связывание структур, базис и зубы, происходит при помощи специальных бондов [44, 113]. В последние годы активно решается данная проблема, путём применения вертикуляторов и пластмасс [93].

В настоящий момент исследовательская база обладает небольшим количеством информации относительно решения проблемы, заключающейся в соединении деталей полных съёмных зубных протезов, при помощи пластмасс. Также стоит отметить отсутствие достаточно подробных протоколов получения

полных съёмных зубных протезов, включающих в себя цифровые технологии и не использующих бонды для соединения частей полных съёмных зубных протезов. Исследование данных вопросов и определило цель нашего исследования.

Цель исследования:

Повышение эффективности лечения пациентов с полным отсутствием зубов с использованием съёмных зубных протезов, изготовленных методами прототипирования и фрезерования.

Задачи исследования:

1. Изучить в сравнительном аспекте существующие цифровые технологии съёмного зубного протезирования.

2. Предложить способ изготовления полных съёмных зубных протезов с использованием компьютерных технологий.

3. Провести лабораторные исследования пористости образцов, изготовленных по предложенной технологии, а также изучить равномерность толщины адгезионного слоя в области соединения базиса с зубами.

4. Оценить качество жизни стоматологических пациентов после проведённого лечения по предложенной технологии.

Научная новизна исследования:

1. Впервые предложен способ изготовления съёмных протезов с применением CAD/CAM технологий, позволяющий равномерно и точно соединить базис и зубы, используя пластмассу горячей полимеризации, в результате чего получен патент РФ на изобретение «Способ изготовления съёмных зубных протезов» №2721891.

2. Впервые проведены лабораторные исследования образцов, изготовленных вышеуказанным способом. Образцы были изучены на наличие пористости и равномерность толщины связующего материала, в области соединения базиса и зубов полных съёмных зубных протезов.

3. Впервые проведены исследования сравнительной оценки размерной точности оцифрованных окончательных съёмных зубных протезов, полученных по разработанному способу, и виртуальных прототипов, изготовленных первично методом 3D печати.

4. Впервые проведена оценка клинической эффективности лечения пациентов полными съёмными зубными протезами, изготовленными по предложенному способу.

Теоретическая и практическая значимость:

Разработан и клинически апробирован способ изготовления полных съёмных зубных протезов, с применением цифровых стоматологических технологий, соединение частей которых осуществляется пластмассой горячей полимеризации.

Получены новые данные об отсутствии пористости в области соединения базиса с зубами, свидетельствующие об эффективности предложенного способа соединения базиса протеза с зубами.

Получены новые данные сравнительной оценки размерной точности 3D-моделей окончательных съёмных зубных протезов, полученных по разработанному способу, и виртуальных прототипов, изготовленных первично методом 3D печати, доказывающих высокую прецизионность протезов по отношению к прототипам.

Получены новые теоретические данные клинической эффективности лечения пациентов полными съёмными зубными протезами, изготовленных по предложенному способу.

Основные положения выносимые на защиту:

1. Изготовление полных съёмных зубных протезов по предложенному способу позволяет сократить количество необходимых коррекций.

2. Предложенный способ сопоставления элементов конструкции при её изготовлении, обеспечивает отсутствие пористости и равномерность адгезивного слоя.

3. Производство съёмных зубных протезов по предложенному способу позволяет избежать ряд клинических этапов, параллельно достигая улучшения клинического эффекта проводимого лечения.

Методология и методы исследования:

Представленная научная работа является комплексным исследованием, выполненным в соответствии с принципами доказательной медицины и

включающим в себя лабораторные, клинические, диагностические, а также статистические методы изучения.

Для планирования дизайна диссертационного исследования, был произведён анализ источников научной литературы в мировых и отечественных научных электронных базах, за период с 2013 по 2023 годы.

Для проведения изучения равномерности и беспористости структуры соединения двух групп полных съёмных зубных протезов, автором было подготовлено 10 образцов, по 5 для каждой группы.

Для проведения клинического исследования было обследовано 72 пациента обоих полов с полным отсутствием зубов на нижней и верхней челюстях, подписавших информированное добровольное согласие, из которых, в соответствии с критериями включения, невключения и исключения в исследовании было принято 60 человек. Указанному числу пациентов осуществлялось изготовление полных съёмных зубных протезов, произведённых методом компьютерного фрезерования, соединение компонентов которых производилось при помощи вертикулятора «Кравеца». Для основной клинической группы соединение базисов протезов и зубов осуществлялось при помощи пластмассы горячей полимеризации, для контрольной – при помощи пластмассы холодной полимеризации. Оценка эффективности оказанного лечения проводилось посредством клинического обследования жевательных мышц и височно-нижнечелюстного сустава, и посредством оценки прилегания и фиксации протезов в полости рта, а также количеством и объёмом коррекций протезов, после их использования на протяжении года.

Внедрение результатов исследования:

Результаты исследования применяются в учебном процессе на кафедре ортопедической стоматологии Медицинского института Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский университет дружбы народов», а также внедрены в лечебный процесс в клинико-диагностических центрах, стоматологических клиниках Медицинского института Федерального государственного автономного образовательного

учреждения высшего образования «Российский университет дружбы народов», центре цифровой стоматологии «МАРТИ».

Личное участие автора

Автор самостоятельно провёл анализ источников научной литературы, за период с 2013 по 2023 годы, в мировых и отечественных научных электронных базах: PubMed, eLibrary, Google Scholar и базе патентов на сайте Федерального института промышленной собственности.

Автор обследовал и лечил 60 человек обоих полов с полным отсутствием зубов на нижней и верхней челюстях, подписавших информированное добровольное согласие. Осуществлял оценку эффективности оказанного лечения с применением современных методов клинического обследования.

Самостоятельно проводил все виды исследований, систематизацию и статическую обработку и готовил публикации по теме диссертационной работы.

Публикации по теме диссертации

По материалам исследования опубликовано 9 печатных работ, из них 6 в журналах, рекомендованных РУДН/ВАК при Министерстве науки и высшего образования Российской Федерации, две работы в сборнике конференции, а также получен патент на изобретение.

Апробация результатов диссертации

Основные положения диссертации доложены и обсуждены на IV Международном Конгрессе стоматологов «Актуальные проблемы стоматологии и челюстно-лицевой хирургии» и VIII Съезде стоматологов Узбекистана 2021 г., Ташкент; на XXIX-ом международном симпозиуме «Инновационные технологии в стоматологии» 2021 г., Омск; на межвузовской конференции «Актуальные вопросы стоматологии» 31 марта 2022 г., Москва; на LXXXIV ежегодной итоговой научно-практической конференции студентов и молодых ученых с международным участием «Актуальные вопросы экспериментальной и клинической медицины – 2023» 2023 г., Санкт-Петербург.

Апробация проведена на совместном заседании кафедры ортопедической стоматологии, стоматологии ФНМО и института цифровой стоматологии Медицинского института Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы», протокол № 0300-40-04/2 от 20.09.2023.

Работа апробирована, одобрена и рекомендована к защите.

Объём и структура диссертации

Диссертация изложена на 136 страницах машинописного текста, работа состоит из: введения, главы «Обзор литературы», главы «Материал и методы исследования», главы «Результаты и обсуждение собственных исследований», заключения, выводов, практических рекомендаций, списка литературы, включающего 144 источника из них 118 иностранных и 26 отечественных, приложений, состоящих из одного приложения. Диссертация проиллюстрирована 32 рисунками и 18 таблицами.

ГЛАВА 1

ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР

1.1. Введение

Согласно последним данным, полное отсутствие зубов (полная вторичная адентия, потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локализованного пародонтита) в России достаточно распространённая проблема. Отмечается увеличение частоты заболевания пациентов полным отсутствием зубов в каждой последующей возрастной группе: у людей в возрасте 40—49 лет частота встречаемости составляет 1 %, в возрасте 50—59 лет — 5,5 %, и у лиц старше 60 лет — 25 % [10, 19, 141]. В общей структуре оказания квалифицированной медицинской помощи пациентам в стоматологических медицинских организациях примерно у 18% больных выявляется диагноз «полное отсутствие зубов (потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локализованного пародонтита, полная вторичная адентия)» одной или сразу обеих челюстей.

Полное отсутствие зубов на верхней и нижней челюстях прямо влияет на качество жизни пациентов. Полная вторичная адентия влечёт за собой нарушение вплоть до окончательной утраты жизненно важной функции организма — жевания, что сказывается на процессе обработки пищи и поступлении в организм необходимых питательных веществ, также данная патология нередко является причиной развития воспалительных заболеваний желудочно-кишечного тракта. Стоит отметить, что не менее серьёзными являются последствия полного отсутствия зубов для статуса пациентов в социуме: нарушения артикуляции и дикции сказываются на коммуникационных способностях человека, данные нарушения совместно с изменениями внешности вследствие потери зубов и последующего развития атрофии жевательных мышц могут обуславливать негативные изменения психоэмоционального состояния, в том числе нарушения психики [3, 18].

Полное отсутствие зубов является также одной из причин развития специфических осложнений в челюстно-лицевой области, таких, как дисфункции височно-нижнечелюстного сустава и миофункциональные нарушения, а также

расстройства слуха за счет близкого расположения chordae tympani к поверхности сустава [8, 18].

Понятия «потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локальной периодонтальной болезни» (K08.1 по МКБ-С — Международная классификация стоматологических болезней на основе МКБ-10), а также такие термины, как «полная вторичная адентия» и «полное отсутствие зубов» (в отличие от адентии — нарушения развития и прорезывания зубов — K 00.0), по сути, являются подобными и применяются как в отношении каждой из челюстей, так и совместно к обеим челюстям.

Классификации беззубых челюстей в известной степени определяют дальнейший план лечения, содействуют взаимопониманию лечащих врачей, а также унифицируют ведение медицинской документации и историй болезней. На сегодняшний день ни одна из разработанных классификаций не является исчерпывающей, с точки зрения характеристики беззубых челюстей, так как между крайними типами существуют переходные формы, таким образом обычно используется их совокупность [4, 13, 26].

Полное отсутствие зубов (полная вторичная адентия, потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локализованного периодонтита) является следствием ряда заболеваний зубочелюстной системы, среди них: кариес и его осложнения, болезни пародонта, а также травмы [5, 9].

Кариес в нашей стране и мире является одним из самых распространённых заболеваний. Его распространённость у взрослого населения в возрасте от 35 лет и старше составляет более 98%. Показатели развития осложнений кариеса также значительны: процент удалений в возрастной группе старше 35—44 лет составляет 5,5%, в следующей возрастной группе — более 17% [48]. В структуре стоматологической помощи по обращаемости больные пульпитом, который, как правило, является осложнением кариеса, составляют в пределах 30% [24].

Стоит отметить, высокие показатели встречаемости заболеваний пародонта: распространённость признаков поражения пародонта в возрастной

группе 35—44 лет составляет больше 85 % [48], ряд экспертов считают показатель частоты встречаемости патологических признаков болезней пародонта более 90 %.

Данные заболевания при несвоевременном и некачественном лечении могут привести к спонтанной утрате зубов вследствие патологических процессов воспалительного или дистрофического характера в тканях пародонта, к потере зубов вследствие удаления зубов не подлежащих лечению зубов и их корней при глубоком кариесе и его осложнениях.

Отсутствие ортопедического лечения полного отсутствия зубов в свою очередь способствует получению осложнений в челюстно-лицевой области, а также развитию патологии височно-нижнечелюстного сустава.

Клиническая картина характеризуется изменениями конфигурации лица (западение губ), резко выраженными носогубными и подбородочной складками, опущением углов рта, уменьшением размеров нижней трети лица, у некоторых пациентов — мацерацией и «заедами» в области углов рта, нарушением жевательной функции. Нередко полное отсутствие зубов сопровождается привычным подвывихом или вывихом височно-нижнечелюстного сустава. После утраты или удаления всех зубов происходит постепенная атрофия альвеолярных отростков челюстей, которая развивается с течением времени [8, 16, 18].

Основные задачи, которые ставятся при лечении пациентов с полным отсутствием зубов являются:

- 1) Восстановление оптимальной функциональной способности зубочелюстной системы.
- 2) Профилактика развития патологических процессов и осложнений полного отсутствия зубов.
- 3) Устранение психоэмоциональных и социальных последствий полного отсутствия зубов.
- 4) Повышение качества жизни пациентов.

Для решения проблемы полного отсутствия зубов используются съёмные зубные протезы. Основными этапами изготовления полных съёмных зубных протезов являются: обследование пациентов, планирование лечения, подготовка к

протезированию, клинико-лабораторные этапы изготовления и обработки протезов, фиксация, а также контроль, устранение дискомфорта и обучение пациентов правильному пользованию и уходу за протезами [12, 14, 15].

Традиционно полные съёмные зубные протезы изготавливаются из акриловых пластмасс, возможно армирование базисов протезов при помощи сплавов благородных и неблагородных металлов [6]. Также материалом выбора для изготовления полных съёмных зубных протезов является нейлон [78, 88, 143].

В настоящее время существуют традиционные или аналоговые и современные или цифровые методы изготовления полных съёмных зубных протезов [71]. Для традиционных методов изготовления характерно изготовление полных съёмных зубных протезов в течение 5 клинических этапов, при непосредственном участии зуботехнической лаборатории [12, 15, 16, 17]. К данным этапам относятся:

1) Снятие предварительного оттиска, с использованием альгинатной оттискной массы и стандартной ложки, для последующего изготовления индивидуальной ложки.

2) Снятие функционального оттиска при помощи, индивидуальной ложки и термопластических, силиконовых масс, а также проведение проб Гербста для отображения границ будущего протеза.

3) Примерка восковых шаблонов с прикусными валиками в полости рта пациента, определение центрального соотношения (ЦС) и высоты нижнего отдела лица, нанесение анатомических ориентиров на поверхность валиков.

4) Примерка восковой постановки с искусственными зубами, на данном этапе изучается равномерность фиссурно-бугорковых контактов, форма зубов, а также отсутствие щелей и баланса протезов.

5) Наложение готовых полных съёмных зубных протезов на беззубые челюсти.

В дальнейшем при необходимости проводятся коррекции протезов, при наличии жалоб и болей из-за развития стоматита в области протезного ложа.

Протезы изготовленные при помощи аналоговых методов имеют свои

недостатки, к ним относятся: цитотоксичность и возможное развитие аллергических реакций из-за наличия остаточного мономера на поверхности базиса протеза после полимеризации пластмассы [59, 115, 137], также возможная неточность позиционирования зубов при постановке зубов и образующиеся излишки пластмассы в области базиса протеза, в ходе полимеризации пластмассы [61].

Для решения некоторых проблем, а также ускорения процесса изготовления полных съёмных зубных протезов используются цифровые технологии.

1.2. Современные технологии, используемые для изготовления полных съёмных зубных протезов

В последние годы в стоматологию активно внедряются цифровые технологии. Цифровые технологии в стоматологии характеризуются использованием стоматологических технологий или устройств, которые включают цифровые или управляемые компьютером компоненты для выполнения стоматологических процедур, заменяя механические инструменты. Цифровые технологии позволяют учитывать все нюансы при диагностике и при планировании стоматологического лечения, а также позволяют наиболее качественно и точно проводить лечебные манипуляции, минимизируя воздействие человеческого фактора. Также данные технологии используются, как способ облегчить стоматологическое лечение и предложить новые способы удовлетворения растущих потребностей пациентов. К цифровым технологиям в стоматологии относятся: интраоральные камеры, CAD/CAM технологии (сканеры, 3D-принтеры, фрезерные станки и компьютеры с программным обеспечением, которое используется для получения дизайна будущих протезов, а также для планирования стоматологического лечения), различные рентгенологические установки (КТ, КЛКТ, МРТ), денальные микроскопы, денальная фотография (внутриротовая и внеротовая), аппараты для определения цвета, стоматологические лазеры, виртуальная и дополненная реальности и др. [27, 36, 116]

Цифровые технологии используются для изготовления различных видов

протезов. В настоящее время проводится активная разработка и интеграция различных протоколов и инструментов, используемых для изготовления полных съёмных зубных протезов при помощи цифровых технологий [62, 85]. Для получения качественных полных съёмных зубных протезов, необходимо понимание всех преимуществ и изъянов аналоговых способов изготовления, существующих на сегодняшний день, для дальнейшей модернизации процессов изготовления полных съёмных зубных протезов. Переход к полностью цифровому протоколу может облегчить и улучшить аналоговые технологии изготовления полных съёмных зубных протезов, а также сократить клиническое и лабораторное время, затрачиваемое на изготовление зубных протезов [53, 134].

К цифровым методам изготовления полных съёмных зубных протезов относятся: аддитивные технологии (прототипирование) и субтрактивные технологии (фрезерование), которые в свою очередь входят в CAD/CAM технологии (Computer-Aided Design – проектирование с использованием компьютерной технологии и Computer-Aided Manufacture – изготовление с использованием компьютерной технологии) [1].

К CAD относятся компьютерные программы трёхмерного моделирования, таких как: CEREC, 3Shape, Exocad и др.

К CAM относятся фрезерные станки, реализующие фрезерование различных протезов и стоматологических изделий и 3D-принтеры, осуществляющие печать моделей, протезов, кап, шаблонов, протезов и т.д.

Для метода прототипирования характерно изготовление протезов из светочувствительной пластмассы с использованием 3D-принтера. Существует множество технологий 3D-печати, к ним относятся: SLA, DLP, CDLP/CLIP, FDM, MJF, SLS, SLM/DMLS, EBM, MJ, NPJ, DOD, BJ, LENS, EBAM, LOM. В стоматологии используются все, кроме LENS, EBAM, LOM [27].

К технологиям полимеризации в ванночке относятся: SLA, DLP, CDLP/CLIP.

Стереолитография (SLA) – в данном методе печати, используются лазер и светочувствительная пластмасса, под действием лазера последовательно тонкими слоями из жидкого фотополимера производится изготовление трёхмерного объекта.

Толщина слоёв составляет от 0,05 мм до 0,2 мм [11, 23].

Цифровая обработка света (DLP) – данный метод схож с методом стереолитографии, но отличительной особенностью является использование специальных проекторов, вместо лазеров. Происходит послойное проектирование изображения на поверхности фотополимера [27, 87].

Длительная цифровая обработка света (CDLP) – для данной технологии характерно использование светодиодов и кислорода. Данный метод за счёт последовательного движения по оси z, позволяет получить изделие во много раз быстрее чем при DLP или SLA методах печати [51, 52].

К технологии экструзии материала относится FDM.

FDM или FFF – моделирование методом наплавления, данная технология характеризуется подачей расплавленного материала (например полиэфирэфиркетона) через сопло, послойно нанося материал, предварительно охлаждая предыдущие слои [42, 49, 89, 138].

К методам сплавления порошковых частиц относятся: SLS, SLM/DMLS, EBM, MJF. При использовании данных технологий 3D-печати возможно изготовление изделий не только из пластмассы, но и из металлов, нейлона и керамики.

Селективное лазерное спекание (SLS) – данный метод характеризуется послойным спеканием мелкодисперсного порошкового материала при помощи лазера [103, 121, 129].

Прямое лазерное спекание металла (DMLS/SLM) – метод характеризуется схожей технологией с SLS, отличиями являются использование жёстких опор и высокоинтенсивных лазеров для избегания получения искажений во время печати [41, 111]].

Электронно-лучевое плавление (EBM) – плавление под действием электронного пучка металлического порошка в вакуумном контейнере при температуре около 1000°C [22, 91, 117].

Многоструйное сплавление (MJF) – технология основывается на получении вокселей на молекулярном уровне, по аналогии с пикселями на 2D изображениях. Под действием термической реакции производится послойное спекание

порошковых частиц. На сегодняшний день возможно получение изделий из нейлона и чёрной пластмассы [144].

Струйное изготовление материалов: MJ, NPJ, DOD.

Струйное изготовление материалов (MJ) – метод схож с 2D печатью, через сопло происходит капельное выделение пластмассы и дальнейшее её затвердевание под действием ультрафиолетовых лучей [43, 118].

Струйная нанопечать (NPJ) – как и при методе MJ, происходит подача наночастиц керамических или металлических материалов в форме водных растворов, затем производится испарение воды и остаточные твёрдые элементы послойно формируют изделие [37, 64].

Капля по требованию (DOD) – это технология 3D-печати, в которой используется 2 сопла. Первое для воскоподобного материала. Второе используется для растворимого материала поддержки структуры. После печати второй материал удаляется, и остаётся воск, как конечный продукт. Данный метод используется для изготовления восковых шаблонов коронок, вкладок или восковых колпачков, использующихся для изготовления коронок или мостовидных протезов [27, 80].

Впрыскивание связующего компонента (BJ) – используется специальный клей для связывания частиц между собой, для формирования последовательных слоёв. Данную технологию можно использовать для получения изделий из керамики, металлов и гипса [27, 81].

Для метода фрезерования, основополагающим является изготовление протезов при помощи фрезерного станка. Происходит раздельное фрезерование базиса и зубов из дисков ПММА (полиметилметакрилата), соответственно, розового и белого цветов. Затем проводится соединение отфрезерованных частей протеза при помощи специального клея (бонда) на примере протокола Ivoclar Vivadent (Wieland Digital Denture), либо фрезерование монолитной конструкции на примере протокола AvaDent Digital Denture [120].

Считается, что протезы, изготовленные при помощи 3D-печати, имеют погрешности в точности и могут подвергаться усадке на этапе нахождения в 3D-принтере, из-за недополимеризованного верхнего слоя, что обуславливает их

использование преимущественно во временном протезировании, как прототипы для будущих фрезерованных протезов, нежели, как конечный протез, в то время, как фрезерованные, за счёт своих свойств, используются, как окончательные [75].

Как уже ранее было изложено, для изготовления полных съёмных зубных протезов используются цифровые и аналоговые методы изготовления полных съёмных зубных протезов. Цифровые методы позволяют сократить количество посещений пациентом клиники, от двух до четырёх посещений, в зависимости от протокола изготовления полных съёмных зубных протезов, что экономит время, как клинициста, так и пациента [122, 125].

Аналоговые методы, хотя и имеют более высокую разрешающую способность, позволяя осуществлять изготовление протезов, практически, при любых клинических условиях, по точности, уступают цифровым методам [83, 85]. Преимуществами цифровых методов изготовления полных съёмных зубных протезов относительно аналоговых являются: повышение качества изготовленных протезов, за счёт автоматизированного производства; возможность повторного использования данных, полученных в ходе обследования, что в случае утери или поломки протеза, позволяет изготавливать новую конструкцию, без повторного прохождения пациентом всех клинических и лабораторных этапов изготовления; также относительная быстрота [39, 65], за счёт сокращения количества посещений клинициста пациентом, но это относительно положительная характеристика, как описано в исследованиях [39, 50], качество таких протезов за счёт неточных измерений, недостаточной клинической информации, а также отсутствия прототипов или временных протезов, резко падает. В Таблице 1 представлены достоинства и недостатки цифровых методов изготовления полных съёмных зубных протезов относительно аналоговых [39, 50, 74].

Таблица 1 – Сравнительное соотношение качеств, присущих изготовлению протезов аналоговыми и цифровыми технологиями

	Аналоговые	Цифровые

Количество посещений	5	2-4
Возможность использования во всех клинических ситуациях	Да	Нет
Стоимость изготовления	Ниже	Выше
Хранение информации в базе данных	Нет	Да
Количество остаточного мономера на поверхности протезов	Стандартное	Ниже, чем у аналоговых

Существуют различные CAD/CAM системы для фрезерования, позволяющие изготовить полные съёмные протезы, исключая дополнительные посещения. Такими системами являются: Ivoclar Vivadent – включает четыре посещения пациента, цифровые системы, как AvaDent, так и Whole You Nexteeth позволяют изготавливать полные съёмные зубные протезы за три (включая наложение прототипов) или два (без прототипов) посещения. Baltic Denture System предусматривает полное изготовление протезов за два посещения пациентом клиники. [122, 125] Последовательность клинических манипуляций для каждого протокола представлены на Рисунке 1.



Рисунок 1. Блок-схема этапности протоколов изготовления CAD/CAM полных съёмных зубных протезов, в зависимости от посещений пациентом клиники.

Протокол системы Ivoclar Vivadent по некоторым этапам близок к аналоговым методам изготовления, в то время как протокол Baltic Denture System наиболее отличен от них. Но стоит отметить существующие недостатки системы Baltic Denture System, в данной системе невозможно создавать полные съёмные протезы только для одной челюсти, а также дисгнатия является ограничивающим фактором, стоит отметить, что из-за наличия стандартных BD Keys, невозможно изменять ширину и толщину зубов друг относительно друга, что делает использование этой системы в весьма ограниченном спектре клинических случаев [125].

Одной из характерных особенностей системы Ivoclar Vivadent является использование ложки Centric Tray, которая используется для регистрации центрального соотношения. Вышеупомянутая ложка крепится к Universal Transferbow System (UTS CAD), при помощи данного инструмента, как и при использовании лицевой дуги возможно определить положение окклюзионной плоскости относительно Камперовской горизонтали и межзрачковой линии, используя внутриротовой инструмент Gnathometer Cad, определяется взаиморасположение между верхней и нижней челюстями. После определения вышеперечисленных анатомо-физиологических параметров проводится перенос аналоговых данных в цифровое пространство CAD, для последующего моделирования шаблонов с прикусными валиками и работе в виртуальном артикуляторе [39, 65].

Осуществляя работу в системе AvaDent Digital Denture, в первое посещение пациентом клиники проводится снятие функциональных оттисков и определение шести важных параметров, таких как: центральное соотношение, средняя линия, высота нижней трети лица, длина верхней губы, высота линии улыбки и определение положения передних резцов. Получение функциональных оттисков осуществляется при помощи индивидуальных ложек из термопластического материала, а высота нижней трети лица определяется при помощи анатомического измерительного устройства – anatomical measuring device (AMD). Полученные клинко-анатомические данные и функциональные оттиски передаются в лабораторию AvaDent Digital Denture, где изготавливаются прототипы будущих протезов. Во

второе посещение проводится уточнение, полученных ранее, данных, для реализации необходимых в дальнейшем коррекций и индивидуализации изготовленных прототипов протезов. После проведения вышеуказанных манипуляций, прототипы протезов повторно передаются в лабораторию и к третьему посещению клиницист получает готовые протезы [125].

Система Whole You Nexteeth, как и система AvaDent Digital Denture, предполагает получение полных съёмных зубных протезов за 3 посещения. В системе Whole You Nexteeth во время получения функциональных оттисков одновременно регистрируется информация о окклюзионной плоскости, опоре губ. Функциональные оттиски осуществляются с использованием ложек DENTCA, высота определяется при помощи специального стилуса, устанавливаемого на нижнюю ложку, центральное соотношение регистрируется путём записи готической дуги на плоскости, встроенной в верхнюю оттискную ложку. Во второе посещение, возможно, получение прототипа зубного протеза при помощи 3D-печати, для возможной коррекции и дальнейшего получения более точного окончательного зубного протеза [125].

В системе Baltic Denture System, отличительной особенностью является коррекция прикуса на BD Keys. BD Keys являются шаблонами будущих протезов, которые врач индивидуализирует под анатомические особенности пациента, уточняя прикус, высоту и другие параметры, необходимые для создания высокоточного протеза. При помощи BD Keys осуществляется получение функциональных оттисков и в дальнейшем во 2 посещение пациент получает окончательный протез [125].

В каждом протоколе возможно создание полного съёмного протеза высокого качества. Выбор протокола зависит не только от опыта врача, но и от подручных материалов, а также, как описано выше, от клинической ситуации.

1.3. Конструкционные материалы, использующиеся при изготовлении полных съёмных зубных протезов

С 30-х годов прошлого века полиметилметакрилат был наиболее часто используемым материалом для изготовления базисов зубных протезов [90]. Протезы из полиметилметакрилата чаще всего изготавливаются с использованием

термоактивируемой полимеризации. Таким образом, что мономер – жидкий метилметакрилат (ММА) и полимер – порошкообразный ПММА смешивают вместе с термическим инициатором, таким как перекись бензоила, для получения пластмассы в тестообразной стадии. Полученное тесто помещают в предварительно изготовленную форму и нагревают до температуры выше 65°C , запуская полимеризацию [135]. Хотя протезы на основе ПММА можно производить при комнатной температуре с использованием химических активаторов, таких как N,N-диметил-п-толуидин (ДМПТ), полимеризация не так эффективна, как при термической активации, что приводит к снижению прочности протезов и высокому количественному уровню остаточного мономера. Эти химически активированные материалы, как правило, используются только для ремонта поломок и перебазировки базисов съёмных протезов [90, 135]. Таким образом, термополимеризованный ПММА является предпочтительным материалом для изготовления съёмных зубных протезов.

Популярность ПММА в производстве зубных протезов обусловлена рядом характеристик: низкой стоимостью [57], приемлемой размерной стабильностью, а также низкими показателями сорбции и растворимости в воде [90]. Тем не менее, похоже, что в некоторых аспектах это не идеальный базисный материал для съёмных зубных протезов, поскольку некоторые свойства ПММА далеки от идеальных для зубных протезов. Например, две основные причины ремонта или замены зубных протезов связаны с проблемами, вызванными низкой усталостной прочностью и низкой ударной вязкостью ПММА [98, 114]. Подавляющее большинство поломок зубных протезов происходит после падения на жёсткую поверхность, что приводит к мгновенному перелому или образованию трещин. Таким образом эффект удара чаще наблюдается у людей пожилого возраста, которые могут страдать нервно-мышечной дискоординацией [45]. Другая причина поломки связана с частыми изгибами [132, 133, 135]. Кроме того, длительная процедура отверждения протезов на основе ПММА и нестабильность цвета после воздействия дезинфицирующих растворов являются дополнительными недостатками [69, 100, 108].

Были проведены обширные исследования для разработки материалов с улучшенными свойствами, такие как добавление волокон к ПММА, например стеклянных или полимерных [72, 77]. Однако эти добавки часто связаны с увеличением производственных затрат, а также с некоторыми трудностями в обработке [70], поэтому эти материалы не получили широкого распространения. Некоторые материалы также были разработаны для преодоления длительного времени отверждения, такие как текучий ПММА холодного отверждения и светоотверждаемые материалы, но плохие механические свойства ограничивали использование этих материалов.

На сегодняшний день существуют улучшенные материалы для базисов зубных протезов, которые обеспечивают более лёгкую и быструю обработку [96]. Один из материалов основан на ММА и продаётся под торговой маркой Weropress (полимер холодного отверждения Weropress, MerzDental, Германия). Этот материал предназначен для использования в качестве материала холодного отверждения, но производители утверждают, что он обладает хорошей поперечной прочностью, высокой стабильностью цвета и высокой полируемостью. Также утверждается, что после полимеризации остаётся достаточно мало остаточного мономера (менее 2%). Второй материал основан на другом мономере, а именно на уретандиметакрилате (УДМА), и процесс полимеризации активируется с помощью света, сопровождаемого теплом. Этот материал был впервые представлен в 80-х годах прошлого века под торговой маркой Triad (Dentsply International, США) [30]. Однако он не получил широкого распространения в качестве материала для базисов съёмных зубных протезов, поскольку был хрупким и не обладал достаточной ударной вязкостью. После доработки он был выпущен под торговой маркой Eclipse (Eclipse Resin System, Eclipse Trubyte, Dentsply International, США). Утверждается, что готовый протез из Eclipse Resin System не содержит остаточного мономера после полимеризации [28, 92, 110]. Кроме того, предыдущие исследования показали, что Eclipse обладает превосходными механическими свойствами по сравнению с другими типами материалов для изготовления протезов [32, 55].

Согласно стандарту Международной организации по стандартизации (ISO) 20795-1:2013, полимеры, используемые для изготовления базисов зубных протезов, можно разделить на различные типы, причём наиболее широко используются продукты типов 1 и 2 [40, 90]:

Тип 1 Термополимеризуемый материал

Тип 2 Самополимеризующийся материал

Тип 3 Термопластическая заготовка или порошок

Тип 4 Светоактивируемый материал

Тип 5 Материал отверждаемый микроволнами

Активируемая нагреванием полимеризация – это процесс, характеризующийся нагреванием смеси выше 65°C для начала процесса полимеризации. Данная температура необходима для разложения инициатора и высвобождения свободных радикалов [135]. Нагревание можно проводить при помощи водяной бани или сухожаровой печи, хотя существуют противоречия по поводу эффективности каждого из этих методов отверждения зубных протезов, обусловленных обеспечением хороших физических и механических свойств [34, 90].

Обнаружено, что повышение температуры внутри кюветы после использования печи зависит от количества кювет внутри её камеры [99]. Соответственно, температура может не достигать уровня, достаточного для отверждения образцов, если загружено большое количество кювет; и наоборот, может быть превышена точка кипения мономера при слишком малом количестве кювет. Водяная баня демонстрирует одинаковую картину повышения температуры при различном количестве кювет. Этот результат согласуется с предыдущими исследованиями, которые показали, что сухожаровые печи используются лишь в малом количестве зуботехнических лабораториях из-за сложностей с контролем температуры [34, 66].

Различные инициаторы разлагаются с разной скоростью при разных температурах. Эти различия называются периодом полураспада инициатора, или $t_{1/2}$, который представляет собой время, необходимое для разложения половины

исходного значения данной концентрации. Для перекиси бензоила $t_{1/2}$ составляет 7.3 часа при 70 °С, 1.4 часа при 85 °С и 19.8 минут при 100 °С [102].

Доступны многие циклы отверждения пластмасс, но в целом для любого цикла необходимо учитывать следующее: температура разложения инициатора выше 65 °С; реакция экзотермическая; точка температуры кипения мономера низкая (100.3 °С); и отверждение должно обеспечивать как высокую степень конверсии, так и высокую молекулярную массу. Самый широко распространённый цикл – выдержка 7 ч. при 70°С, а затем 3 ч. при кипячении при 100°С. Через семь часов происходит диссоциация бензоилпероксида и превращение большей части мономера, а также достижение высокой молекулярной массы, так как она близка к $t_{1/2}$ для бензоилпероксида. Период кипения необходим для удаления или преобразования почти всего остаточного мономера, и в конечном итоге обеспечиваются хорошие механические свойства и минимальное содержание остаточного мономера в пределах 0.2-0.5% [34].

Если кипение происходит в течение первого часа при быстром повышении температуры, например, при погружении кювет в кипящую воду, это приводит к одновременному образованию большого количества свободных радикалов и высокой скорости полимеризации с высвобождением большого количества тепла в результате экзотермической реакции. Эти факторы приводят к кипению мономера, делают отверждённый материал пористым [90] и влияют на прочность и эстетику. Высокая скорость полимеризации также приводит к образованию множества растущих цепей, которые сталкиваются и увеличивают разветвление, в результате чего масса становится не такой жёсткой [90, 102]. Однако, медленное повышение температуры приводит к образованию более жёсткой массы, меньшему разветвлению молекул, а также к высокой молекулярной массе, поскольку уменьшается рост молекулярных цепей. Стоит отметить, что вышеупомянутое приводит к содержанию меньшего количества свободного мономера, поскольку более устойчивое повышение вязкости полимера позволяет легче молекулам мономера присоединяться к растущим цепям, а также из-за устранения пластифицирующего эффекта непрореагировавших связывающих агентов к

полностью полимеризованным связывающим агентам с более низкими свойствами ползучести [102]. Всякий раз, когда основная масса мономера частично полимеризуется в низкомолекулярный полимер (олигомеры), смесь можно нагреть до температуры кипения для достижения максимальной полимеризации с меньшей вероятностью пористости [54].

Для самоотверждаемых полимеров или пластмасс холодной полимеризации характерным является сочетание физических и химических изменений при смешивании порошка и жидкости при комнатной температуре. Во время смешивания третичный амин в жидкости, а именно ДМППТ, который является химическим активатором, реагирует с перекисью бензоила, высвобождая свободные радикалы [135]. Активация этого типа называется окислительно-восстановительной реакцией, когда электрон переходит от одной частицы к другой с образованием свободного радикала [102]. Мелкие гранулы легче растворяются в жидкости, а более крупные набухают, способствуя увеличению вязкости. Полимеризация начинается сразу же с физическими изменениями. Этот синхронный процесс приводит к высокой скорости полимеризации и повышению температуры за счёт экзотермической реакции. Оба процесса быстро уменьшают количество реагирующего мономера и увеличивают вязкость. Таким образом, смесь быстро достигает конечной стадии, а это означает, что время замешивания субстратов и рабочее время сокращаются. Уменьшение количества вступающего в реакцию мономера и короткое время контакта между гранулами порошка и мономером приводит к недостаточному проникновению жидкости в гранулы и, следовательно, к плохому связыванию между предварительно полимеризованными гранулами и мономером [90]. Быстрое увеличение вязкости ограничивает движение молекул мономера, что приводит к содержанию высокого уровня свободного мономера. Присутствие ингибитора в жидкости является ещё одним фактором, ответственным за замедление процесса полимеризации [54]. С другой стороны, для пластмассы горячей полимеризации достаточно много времени до её паковки [90]. Таким образом, химическая активация менее эффективна, чем термическая активация, в результате чего получается затвердевшая масса с низкой степенью полимеризации,

низкой молекулярной массой и высокой степенью остаточного непрореагировавшего мономера [135].

Образующийся в результате остаточный мономер, который составляет около 1-5% [34, 54], снижает поперечную прочность из-за его действия в качестве пластификатора и ставит под угрозу биосовместимость, поскольку он раздражает слизистую оболочку полости рта [34]. Одним из основных различий между протезами из ПММА, горячей и холодной полимеризаций, является наличие остаточного мономера, если производить выщелачивание его в водный раствор, зубные протезы, отвержденные горячим и холодным способами, будут схожи по некоторым свойствам [47].

Рабочее время в таком случае можно контролировать, добавляя к порошку большое количество гранул небольшого размера из низкомолекулярных полимеров. Гранулы такого размера способствуют растворению порошка и достижению тестообразной стадии, прежде чем смесь станет слишком густой и вызовет трудности в адаптации по ходу развития реакции [135]. Рабочее время также можно контролировать, снижая температуру мономера, оставляя жидкость или сосуд для смешивания в холодильнике перед активацией реакции. Состав материалов холодного отверждения, включая активатор, ингибитор, процентное содержание и размер молекул, а также короткое рабочее время и низкая температура полимеризации, в конечном итоге отражаются на степени конверсии, а также высоком содержании остаточного мономера [38]. Степень полимеризации пластмассы холодного отверждения составляет около 60-70% [54].

Пластмасса холодной полимеризации по сравнению с термоактивируемыми материалами демонстрирует нестабильность цвета, склонность к пожелтению и плохие механические свойства [32, 135]. Остатки третичных аминов вызывают обесцвечивание из-за окисления, поэтому рекомендуется добавлять стабилизатор [34].

Химически активируемая полимеризация приводит к снижению температуры стеклования, обычно между 75°C и 90°C. Эта температура близка к температуре горячей пищи и напитков, поступающих в полость рта, что может приводить к

деформации базиса протеза [90, 135]. Все вышеупомянутые критерии обуславливают неблагоприятные механические и физические свойства протеза из пластмассы холодной полимеризации, такие как высокая сорбция и растворимость в воде, низкая прочность на поперечный изгиб и нестабильность цвета [35]. Таким образом, пластмасса холодной полимеризации не используется для изготовления зубных протезов и обычно используется для ремонта и перебазировки зубных протезов, а также для изготовления дополнительных приспособлений, таких как гнатометры и индивидуальные ложки [90].

Пластмасса холодного отверждения, используемая в методе литьевого прессования, отверждается под давлением в камере в течение приблизительно 20-45 минут при температуре 37-55°C [100]. Давление около 6.8 бар уменьшает пористость за счёт сжатия воздуха, попадаемого во время смешивания, тем самым, повышая плотность полимера и улучшая упругость на 20% [79], а также повышая прочность на изгиб до уровня выше, чем у термоотверждаемых полимеров [102].

Основным преимуществом пластмассы, используемой в литьевом прессовании, является то, что для производства и финишной обработки требуется меньше времени и усилий [107]. Пластмасса также характеризуется точным воспроизведением деталей поверхности тканей за счёт высокой текучести. Эта пластмасса показывает меньшее изменение пространственных размеров, чем термоотверждаемый ПММА, которое составляет около 0.2% [58]. Однако эта пластмасса уступает по своим свойствам пластмассам горячей полимеризации из-за высокой восприимчивости к захвату воздуха, поэтому её реже используют в качестве базисов зубных протезов [34, 79, 135]. Кроме того, она имеет низкие механические свойства, и, хотя форма обычно изготавливается из гидроколлоида, в отличие от гипса, существует возможность деформации во время изготовления протезов, поскольку гидроколлоид не может должным образом охватывать зубы искусственных протезов [90]. Остатки воска на зубах также могут препятствовать адекватному внедрению, полученной после смешивания, пластмассы и последующему нарушению адгезии зубов, что менее характерно для полимера, отверждаемому при нагревании. В добавок, другими недостатками являются

нестабильность цвета, пониженная жёсткость и высокий уровень остаточного мономера [102]. Остаточный мономер, который составляет около 1-4% [58], связан с рецептурой, установленной производителем, которая представляет собой соотношение порошок/жидкость, содержание связывающего агента и соотношение ускоритель/катализатор в дополнение к размеру гранул, а также их молекулярная масса и содержание пластификатора [102].

Полимеризация светоотверждаемой пластмассы для базисов протезов происходит без какого-либо прессования и подвергается облучению в специальной печи при нормальном атмосферном давлении [90].

Данный вид пластмасс полимеризуется видимым светом высокой интенсивности с длиной волны 400-500 нм в течение различных периодов времени примерно 5-15 минут для толщины 4-8 мм в световой камере специальной печи, которая создаёт температуру около 75.5°C, исходящей из галогенной лампы [30, 32, 47, 54, 102]. Поскольку в печи не применяется давление, это может привести к образованию внутренних пустот во время полимеризации [128]. Большие количества кислорода ингибируют реакцию, что приводит к тому, что степень полимеризации составляет около 65-80% [54].

Как уже было описано ранее для изготовления полных съёмных зубных протезов используются ПММА. ПММА – это синтетический полимер, получаемый в результате полимеризации метилметакрилата. Стоит отметить положительные характеристики данного материала, одним из которых является тот факт, что изделия изготовленные из ПММА легко полируются для достижения улучшенного эстетического эффекта [126].

В последнее время CAD/CAM ПММА стал предпочтительным материалом для фрезерования зубных протезов, данный материал окрашивается и полируется также, как и традиционные зубные протезы (например, IvoBase CAD, Ivoclar Vivadent). Прочность и шероховатость поверхности зубных протезов из CAD/CAM ПММА сравнивались с традиционными ПММА горячего отверждения. CAD/CAM ПММА для фрезерования показал превосходную прочность и поверхностные характеристики, что указывает на то, что фрезерованный протез получается

прочнее, чем изготовленный при помощи аналоговых методик. Различные марки CAD/CAM ПММА обладают различными свойствами, такими как прочность на изгиб, модуль эластичности, влагопоглощение, сила на разрыв, жёсткость по Викерсу и др., некоторые значения представлены в Таблице 2. CAD/CAM фрезерованные протезы превосходят по клиническим показателям аналоговые протезы, за счёт улучшенной ретенции и снижении частоты образования травматических язв [126].

Таблица 2 – Физико-механические свойства различных представителей CAD/CAM ПММА

Свойства	Telio CAD	VITA CAD-Temp	ArtBloc Temp	Dentokeep
Состав	99,5% полимера ПММА	ПММА, неорганические наполнители	ПММА, органические наполнители	ПЭЭК (80%) и TiO ₂ (20%)
Прочность на изгиб (МПа)	135	≥80	93	Не исследовано
Модуль эластичности (ГПа)	3.1	2.8	2.68	3.43 ± 0.29
Водопоглащаемость(мкг/мм)	23.20 ± 0.10	Не исследовано	Не исследовано	~2.20
Сила на разрыв (Н)	~900	~500	~700	Не исследовано

К материалам, использующимся для 3D-печати, относятся монометакрилаты или акриловые пластмассы и диметакрилаты или бис-акрил/композитные пластмассы, такие как бисфенол-А-глицидилдиметакрилат и светополимеризуемый уретан диметакрилат. Неясно и отсутствуют литературные данные, касающиеся того, идентичны ли пригодные для печати полимеры, материалам холодной и

горячей полимеризаций из-за различий в способах их получения. Были проведены исследования относительно прочности на изгиб и микротвёрдости печатаемой гибридной композитной пластмассы, ПММА для аналоговых методов и ПММА для фрезерования. Прочность на изгиб пластмассы, используемой при 3D-печати (79.5 МПа), прочность на изгиб ПММА для аналоговых методов (95.6 МПа), прочность на изгиб ПММА для фрезерования (104.2 МПа). Но микротвёрдость пластмассы, используемой при 3D-печати выше, чем у ПММА для аналоговых методов и фрезерованных, 32.8 против 27.4 и 25.3 соответственно. Вертикально напечатанные образцы, слои ориентированные перпендикулярно направлению нагрузки показали значительно более высокую прочность на сжатие, чем горизонтально напечатанные образцы со слоями, ориентированными параллельно направлению нагрузки [31, 33].

Также были найдены исследования сравнивающие ПММА для методов: аналогового и фрезерования. На основе полученных данных можно заключить о том, что у материалов, которые используются для фрезерования, прочность на изгиб и количество остаточного мономера ниже, чем у материалов, использующихся для аналоговых методов изготовления, в то время как модуль упругости и твёрдость выше, что делает предпочтительным использование материалов для фрезерования и даёт преимущества перед материалами, которые используются для аналоговых методов изготовления [29, 104, 109, 124].

Исследования относительно физико-химических свойств ПММА для аддитивной, субтрактивной и аналоговых методов изготовления показали, что прочность на изгиб у ПММА, использующейся для фрезерования выше, чем у пластмассы для 3D-печати и аналоговых методов. Также исследование показало, что механические свойства у пластмассы, используемой в 3D-печати, самые низкие [112]. Известно, что при 3D-печати возможно смешивать различные пластмассы, комбинируя эти пластмассы, на основе БисЭМА (этоксиглицированный бисфенол А-диметакрилат), аналог БисГМА, без гидроксильной группы, УДМА (уретан диметилакрилат), ТЭГДМА (диметакрилат триэтиленгликоля) можно добиться свойств, практически не уступающим свойствам пластмасс, используемых при

фрезеровании, что позволяет достигать удовлетворительных результатов лечения [97].

1.4. Проблематика современных методов изготовления полных съёмных зубных протезов

На сегодняшний день одна из актуальных проблем цифровой стоматологии, это невозможность получения качественного интраорального функционального оптического оттиска непосредственно полости рта [74, 119], из-за отсутствия ориентиров для стоматологических сканеров, а также необъективного отражения податливости слизистой оболочки протезного ложа. Таким образом, возникают трудности передачи функциональных границ необходимых для удержания протезов в полости рта. Существуют исследования, где используется палец для растяжения слизистой оболочки и захвата таким образом границ [60]. Сообщалось, что такая техника обеспечивает достаточную ретенцию протеза, однако основной проблемой здесь может быть чрезмерное растяжение промежуточной складки и пренебрежение функциональными движениями [60, 130]. В настоящее время, при помощи цифровых технологий, могут быть отсканированы оттиски или модели, а также восковые валики, что делает необходимым участие лаборатории в создании современных протезов [68, 125].

Стоит, также, подчеркнуть наличие существующих технологий компьютерного планирования, на основе сканов лица, что помогает более детально понять клиническую ситуацию и лучше спланировать ход лечения на всех этапах [67].

Одной из актуальных задач является получение точного, монолитно соединённого полного съёмного зубного протеза, зубы и базис которого изготовлены с использованием субтрактивных или аддитивных технологий.

Пластмасса, используемая, для базисов протезов может быть представлена, либо дисками для фрезерования, либо пластмассами горячей, холодной полимеризаций, а также светового отверждения для аналоговых технологий производства полных съёмных зубных протезов, либо пластмассами, использующимися для 3D-печати. Из исследования Lee S., Hong S.-J. и др. [83], протезы, изготовленные из ПММА дисков для фрезерования, обладают лучшими

физико-химические свойства, по сравнению с пластмассами приготовленными аналоговыми методами и технологиями 3D-печати [76, 131].

В стоматологической практике применяется способ изготовления съёмных зубных протезов из пластмассы светового отверждения. На первом этапе происходит получение двустороннего оттиска верхней и нижней челюстей, после чего производится его сканирование трёхмерным лазерным сканером. После чего, используя базу данных, моделируется протез в цифровом пространстве программы. По полученным цифровым данным на литографической машине изготавливаются специальные прозрачные оболочки, похожие на капы для получения базиса протеза и зубных рядов. В эти оболочки помещаются пластмассы, которые соответствуют цветам десны и зубов, после чего проводится фотополимеризация [86].

Существует способ изготовления съёмных зубных протезов с применением технологий компьютерного проектирования и быстрой печати. Клинические этапы включают в себя: получение оттисков и моделей, определение центрального соотношения при помощи восковых шаблонов. После этого происходит перенос аналоговой информации в цифровое пространство посредством трёхмерного лазерного сканера. Затем осуществляется постановка искусственных зубов, используя базу данных. С помощью программного обеспечения моделируется базис съёмного зубного протеза. После получения цифровой модели протеза создаётся виртуальная пресс-форма для формовки, внутренняя поверхность которой имеет контуры согласно смоделированной конфигурации протеза. Пресс-форма производится в трёхмерном струйном принтере из специального биосовместимого композита. В конечном счёте, съёмный протез изготавливается по аналоговой технологии прессования пластмассы [127].

Известен способ изготовления полного съёмного зубного протеза при помощи виртуального моделирования. На первом этапе проводится получение анатомического оттиска и гипсовой модели. На основании этого изготавливается индивидуальная ложка с прикусным валиком. Получение функционального

оттиска. Определение центрального соотношения и регистрация анатомических ориентиров на валике, которые используются при сканировании. Сканируется лицо пациента при улыбке. Сканируется функциональный оттиск. Виртуальная модель лица пациента сопоставляется с виртуальной моделью протезного ложа. По оттиску изготавливается модель, гипсуют в кювету для полимеризации пластмассы. Производится сканирование первой половины пресс-формы. Полученные данные сопоставляются в виртуальном пространстве для осуществления дальнейшего трёхмерного проектирования базиса протеза и постановки зубов. Виртуальную модель челюсти сопоставляют с виртуально смоделированным протезом. Вторая половина пресс-формы проектируется по внешнему контуру кюветы, при этом сопоставляя её с первой половиной. Внутренний контур второй половины пресс-формы получается путём вычитания из её объема внешнего контура виртуальной модели протеза. Вторая половина пресс-формы изготавливается методом 3D-печати. Следующие после этого действия соответствуют аналоговым лабораторным этапам. Вторым вариантом изготовления заключается во фрезеровании отдельно блока пластмассы, после чего зубы размещаются в конгруэнтных гнёздах и приклеиваются. Данный метод изготовления даёт возможность оценить правильность постановки искусственных зубов относительно лицевых признаков и согласовать их с пожеланиями пациента [21].

Недостатком указанного способа является неточность сопоставления зубных рядов с базисом протеза и низкое качество их соединения (склеивания).

Для оптимального обеспечения этапа соединения базиса протеза с зубами, используются вертикуляционные системы [93], которые позволяют в силиконовом подлитке точно расположить искусственные зубы, в заранее заданные для них позиции. На сегодняшний день, существуют различные конструкции вертикуляторов, наиболее яркими представителями являются: вертикуляторы фирмы Vertysystem Furbo [93] и фирмы Fast Protec All-in. Все представленные, вертикуляторы имеют один и тот же механизм действия, основными отличиями являются: различный дизайн верхних и нижних платформ, а также разница в

фиксирующих элементах, втулках. Также возможна аналоговая технология производства, предусматривающая введение пластмассы в, заранее сформированную в жёстком силиконе, форму для базиса. При изготовлении протезов аналоговой технологией, внесение пластмассы в пространство вертикулатора происходит методами компрессионного или литьевого прессования [82, 95, 101, 106].

Описанные ранее протоколы, позволяют изготавливать полные съёмные фрезерованные зубные протезы [122, 125]. Но одной из проблем, на этапе получения окончательной конструкции протеза, является точное позиционирование зубов и монолитное их соединение, в лунках базиса протеза [46, 61, 113]. Известно, что материалом для соединения базисов протезов и зубов являются специальные бонды [94], которые по сравнению с пластмассами горячей полимеризации обладают сниженными физико-механическими свойствами [44, 76, 113].

В зависимости от способа производства конструктивных элементов протеза, производится соединение базиса протеза с зубами, с использованием самоотверждаемых пластмасс или специальными бондами [93].

Существует устройство, вертикулатор «Кравеца», которое может быть использовано для изготовления зубных протезов. Одной из основных возможностей устройства является точное воспроизведение зубных протезов по восковым или полимерным прототипам, армированным ретенционными зуботехническими элементами методами не только холодной, но и горячей полимеризаций, а также методами CAD/CAM технологий. Данный результат является реализуемым за счёт того, что устройство для изготовления зубных протезов изготовлено из металла методом компьютерного фрезерования и содержит две разъёмные платформы треугольной формы, при этом нижняя и верхняя платформы по центру имеют магнитный элемент фиксирующийся при помощи винта с возможностью замены, нижняя платформа имеет ретенционные элементы для фиксации устройства в лабораторный сканер CAD/CAM системы, а верхняя платформа равномерно и соосно перемещается по вертикали посредством трёх металлических направляющих цилиндрической формы, которые жестко закреплены в

соответствующих углах нижней платформы, при этом, верхний конец направляющих имеет резьбу и ограничивает верхнее перемещение верхней платформы гайками-барашками, так же, как и верхнее, нижнее перемещение верхней платформы ограничивают полые наборные втулки разных размеров по высоте, которые нанизаны на металлические платформы с возможностью замены по размерам в зависимости от высоты цоколей гипсовых моделей челюстей. Также устройство содержит дополнительную платформу, используемую для подачи пластмассы холодной полимеризации, используемой в изготовлении съёмных и несъёмных зубных протезов, которая изготовлена из металла в виде цокольной зуботехнической кюветы и имеющей по краям три кольца для перемещения по металлическим направляющим [20].

Дефекты, вызванные процессом полимеризации пластмассы, такие как усадка и пористость, являются конструкционными проблемами полных съёмных зубных протезов. Пористость является одной из неотъемлемых нежелательных характеристик, которая чаще всего возникает у полимеров на основе ПММА во время процессов изготовления протезов, вызывая стойкие дефекты. Поверхностные или подповерхностные пустоты могут отрицательно сказываться на эстетических, механических, физических и гигиенических свойствах базисов протезов [34, 79, 105]. Пористость представляет собой сложное явление многофакторного происхождения. Сообщалось, что пористость встречается в 39.8-52.3% всех отверждаемых образцов, и невозможно снизить это соотношение, несмотря на изменение нескольких факторов, поэтому нелегко получить базисы зубных протезов без пор из-за взаимодействия между этими факторами [140]. В целом двумя наиболее распространёнными причинами пористости являются: полимеризационная усадка и улетучивание мономера во время отверждения [135].

Пористость можно разделить на четыре основных типа: усадочная, газовая, гранулярная и воздушная [34]. Они могут встречаться в разных размерах, формах и положениях, и трудно выделить какой-либо один тип из-за сходства их характеристик и взаимодействия различных факторов [140]. Однако у каждого типа

есть обобщающие характеристики, описанные ниже [34].

Пористость сжатия вызвана полимеризационной усадкой. Она характеризуется усадкой мономера, которая происходит, когда молекулы связываются друг с другом. Величина усадки объёма мономера может быть снижена с примерно 20-21% до примерно 0.2-0.5%, если используется система порошок/жидкость, а не только жидкость. Усадка мономера начинается одновременно с процессом полимеризации. Для материалов горячей полимеризации усадка начинается с повышения температуры отверждения выше 65 °С, выделения тепла в результате реакции и повышения температуры примерно до 100 °С. Для материалов холодного отверждения усадка начинается, когда порошок смешивается с жидкостью. С момента начала полимеризации, мономер осуществляет усадку. Формование требует достаточного и непрерывного приложения давления и достаточного количества материала в тестообразной стадии, так как, если форма будет переполнена, смесь будет заполнять зазоры или пространства, созданные усадкой мономера, компенсируя усадку [102]. Если давление и материал недостаточны, или если материал вносится не достигая тестообразной стадии, происходит потеря давления и возникает усадочная пористость. Как только температура реакции падает ниже температуры стеклования, пройдя основную стадию экзотермической реакции, пластмасса затвердевает и будет наблюдаться термическая усадка [73, 135]. Высокое содержание мономера увеличивает процент усадки [135]. Этот тип пористости относительно велик и образует пустоты неправильной формы; визуально данный вид пористости кажется обильным, что придаёт протезу более светлый цвет [34].

Газовая пористость в основном обусловлена кипением мономера на ранних стадиях полимеризации. Данное явление возникает, когда мономер быстро достигает точки кипения за счёт температурной активации и тепла, выделяемого экзотермической реакцией с небольшой способностью рассеивания температуры [73, 135]. Создающиеся при этом газы, образуют в отверждаемом материале газовую пористость.

Данный вид пор обычно характеризуется небольшими размерами,

подповерхностным или внутренним расположением и правильной формой [34]. Двумя основными факторами возникновения этой пористости являются количество выделяемого тепла и способность материала рассеивать температуру. Количество высвобождаемого тепла и, в свою очередь, повышение температуры во время экзотермической реакции зависит от количества материала, загруженного в форму, соотношения смешиваемых порошка и жидкости, а также скорости, с которой тепло для активации достигает пластмассы внутри кюветы [73, 90, 135]. Поступление тепла зависит от коэффициента температуропроводности, который, в свою очередь, зависит от теплопроводности и удельной теплоёмкости. Теплопроводность определяет скорость вхождения и распространения тепла через заданную толщину материала для изменения температуры на $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ [102]. Удельная теплоёмкость – это количество тепла, которое необходимо передать единичной массе данного вещества для того, чтобы его температура изменилась на один градус Цельсия [135]. Низкое соотношение порошок/жидкость увеличивает количество тепла, выделяемого экзотермической реакцией, из-за высокого соотношения молекул мономера, необходимого для превращения в полимер. Соответственно, низкое соотношение порошок/жидкость может привести к сильной усадке мономера, сильной термической усадке и, следовательно, к высокой вероятности газовой пористости [135]. Кипит ли мономер, зависит от достижения предельной точки закипания мономера, температуры печи или кюветы, а также температуры, при которой происходит максимальная полимеризация [54].

Способность рассеивать тепло зависит от толщины протеза, поэтому кипение мономера более вероятно в его утолщённых областях [140, 142]. Это также зависит от положения образца внутри кюветы, поэтому газовая пористость может возникать в областях, близких к центру формы, а не по периферии. Материал вблизи периферии рассеивает тепло благодаря близости к металлической кювете, которая является хорошим теплопроводником, с оптимальной скоростью, которая предотвращает достижение температуры точки кипения мономера. Напротив, материал ближе к центру формы окружён плотным слоем гипса, который является хорошим изолятором, поэтому тепло сохраняется внутри материала, вызывая

кипение мономера [34]. По той же причине процент пористости вблизи центра образца выше и имеет другую форму, чем у периферии. Пористость в центре может быть связана с улетучиванием мономера (газовая пористость), тогда как пористость вблизи периферии может быть связана с сильной усадкой мономера (пористость сжатия) [142].

Пористости такого типа можно избежать, применяя подогрев для обеспечения медленного подъема температуры до 70°C в течение 5-7 ч., пока основная масса смеси не полимеризуется и не будет пройдена температура экзотермической реакции; это снижает вероятность того, что за это время температура достигнет более 100°C . Соответственно, газовая пористость возникает только в термоотверждаемой пластмассе [73, 135].

Гранулярная пористость возникает в первую очередь из-за неправильного смешивания порошка и жидкости, что приводит к неоднородной массе и неоднородной усадке, проявляющейся в виде пустот. Вторая причина заключается в слишком высоком соотношении порошка и жидкости, что сопровождается получением сухой и низкотекучей смеси из-за недостаточного соотношения жидкости и влажных частиц порошка, что в конечном итоге приводит к получению пористости материала и ухудшению механических свойств. Третья причина – испарение мономера в открытой смеси во время манипуляций. Этот тип пористости имеет пятнистый вид с большими неравномерными поверхностными пустотами из-за локальной усадки [90].

Воздушная пористость чаще всего возникает у жидкотекучего типа полимеров из-за включения воздуха во время смешивания и заливки, что приводит к образованию крупных воздушных пузырей. Во избежание этого требуется тщательное перемешивание, заливка, вибрация и вентиляция [34]. Данный вид пористости также часто может встречаться в светоотверждаемых полимерах на основе УДМА. Для предотвращения появления такого типа пористости можно использовать различные виды вакууматоров [128].

Для образцов, изготовленных методами 3D-печати характерно наличие пористости, а также усадки последнего напечатанного слоя, что ухудшает их

физико-механические свойства в сравнении с протезами, изготовленными методом фрезерования из заводских дисков ПММА и аналоговыми методами с использованием пластмасс горячей полимеризации и кювет [56, 84, 136].

Таким образом, подводя итог всему, что было написано выше, ставится задача разработки способа изготовления полных съёмных зубных протезов из качественных современных материалов, характеризующихся высокими физико-механическими характеристиками, обладающих при этом наименьшей пористостью и меньшим содержанием остаточного мономера. На сегодняшний день, приоритетными материалами являются блоки из ПММА для фрезерования. Но одновременно с этим стоит задача получения точно спозиционированных частей протеза и монолитное их соединение, на что обращается приоритетное внимание.

ГЛАВА 2

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Дизайн исследования

Для достижения цели, поставленной в рамках диссертационного исследования, обязательным условием являлось решение ряда задач. Основной задачей стала разработка способа изготовления съёмных зубных протезов, предусматривающего использование технологий цифрового моделирования и производства.

В первую очередь был проведён анализ информационных источников в международных и отечественных научных базах PubMed, eLibrary, Google Scholar и базе патентов на сайте Федерального института промышленной собственности, за последние 10 лет с 2013 по 2023 гг. Ключевыми словами запроса были: цифровая стоматология, полные съёмные зубные протезы, CAD/CAM изготовление, фрезерование, digital dentistry, complete removable dentures, CAD/CAM manufacturing, milling.

Для решения выявленных, в результате проведённого анализа проблем, появилась необходимость в разработке технологии изготовления полных съёмных зубных протезов, нивелирующих выявленные недостатки, а именно – недостаточная точность соединения базиса протеза с зубами, большое количество коррекций и перебазировок окончательных протезов и т.д.

Для подтверждения эффективности предложенного метода изготовления съёмных зубных протезов проводилось исследование равномерности толщины и отсутствие пористости в области соединения при помощи методов профилометрии и конфокальной микроскопии. Исследовались две группы протезов в области соединения зубов с базисом. Для одной группы образцов соединение представлено пластмассой горячей полимеризации Basis (Yamahachi, Япония, № ФСЗ 2011/10246), для другой группы соединение осуществлялось при помощи пластмассы холодной полимеризации Partial Bright (Yamahachi, Япония, № ФСЗ 2011/10245). Затем проводилась оценка клинической эффективности лечения пациентов основной

клинической и контрольной групп. Изготовление протезов осуществлялось по разработанному способу.

Подробный дизайн исследования представлен на Рисунке 2.



Рисунок 2. Блок-схема дизайна проведённого исследования

2.2 Разработка способа изготовления съёмных зубных протезов

Существующая проблема точного и равномерного соединения базисов съёмных протезов с зубными рядами вызывает недостатки в качестве получаемых протезов. Ставилась задача разработки способа изготовления полных съёмных зубных протезов с использованием цифровых технологий, позволяющий нивелировать неточности при изготовлении. Для этой цели, из всех известных устройств, позволяющих использовать как метод холодной, так и горячей полимеризации, был выбран вертикулятор «Кравеца».

Конструкция устройства для изготовления зубных протезов схематично демонстрируется на Рисунках 3 и 4, где:

1. нижняя платформа вертикулятора
2. верхняя платформа вертикулятора
3. ретенционные пазы нижней платформы для постановки и фиксации в сканирующем модуле CAD/CAM системы
4. съёмный магнитный элемент
5. направляющие
6. наборные сменные втулки
7. винты-барашки
8. дополнительная платформа

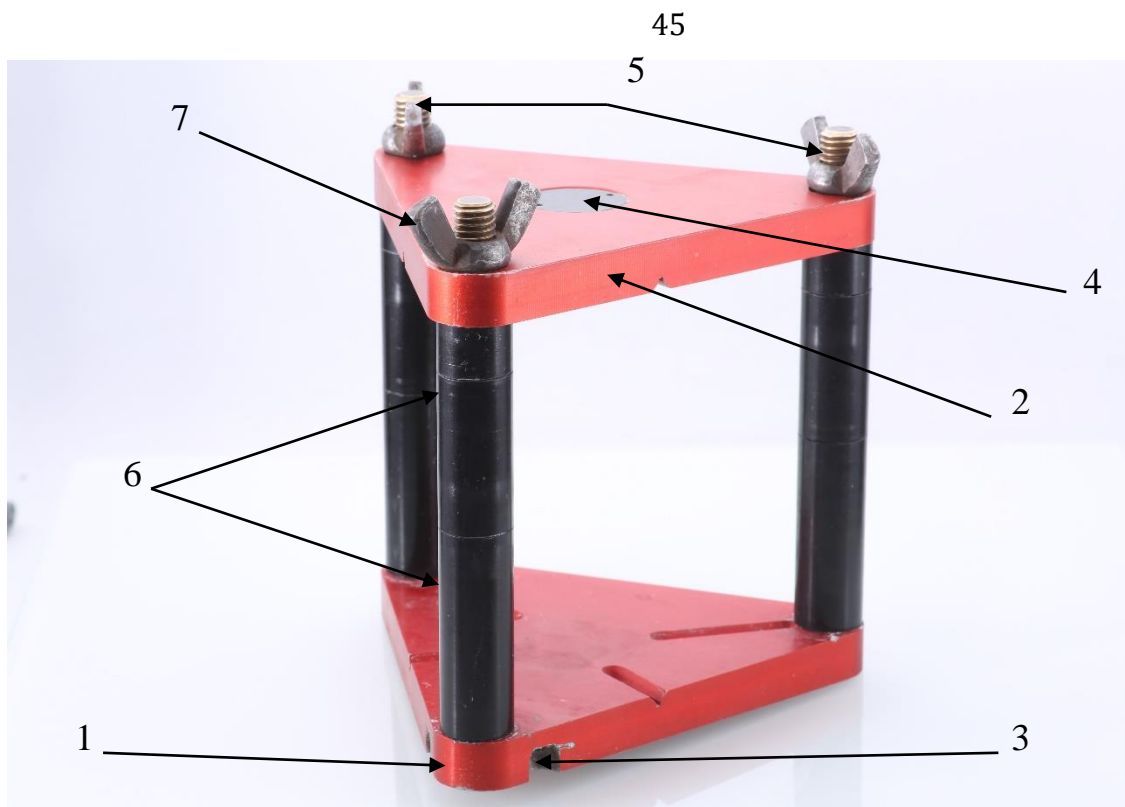


Рисунок 3. Устройство для изготовления зубных протезов (вертикалятор «Кравеца»)

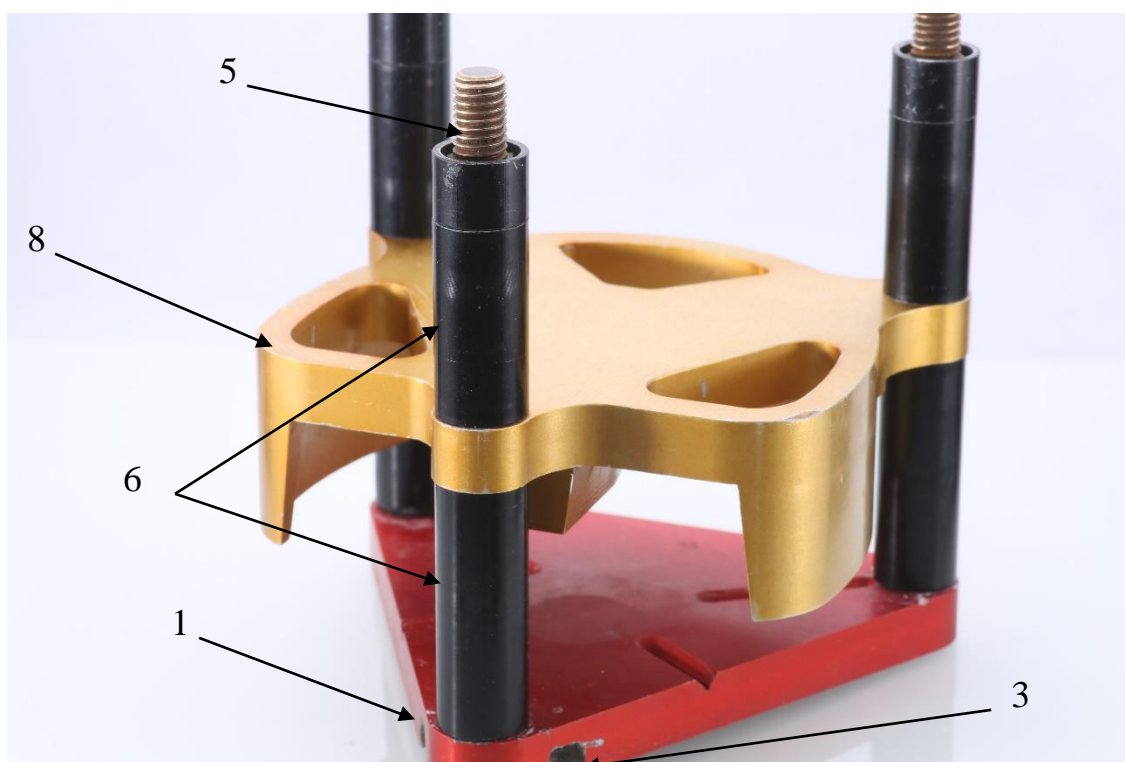


Рисунок 4. Устройство для изготовления зубных протезов с дополнительной платформой

Предложенный способ изготовления съёмных зубных протезов изложен в главе 3.

2.3. Методы лабораторных исследований

Расчётное исследование толщины и рельефа связующего слоя в области соединения между базисом и зубными рядами полных съёмных зубных протезов проводились на продольных профилях спилов протезов.

Были изготовлены 10 фрезерованных базисов и зубных рядов полных съёмных зубных протезов, по предварительно смоделированному в программе автоматизированного моделирования («Exocad», Германия) (Рисунок 5) и напечатанному прототипу (Рисунок 6). 3D-печать прототипа производилась при помощи 3D-принтера («Creality HALOT-SKY», Китай) (Рисунок 7). Фрезерованные детали протезов были получены, при помощи фрезерного станка («Imes-ICore Coritec 250i», Германия) (Рисунок 8). После чего полученные детали протеза были равнозначно разделены на две группы, по пять пар для каждой группы. Для обеих групп использовался вертикулятор «Кравеца», но в первой группе детали протеза соединялись при помощи пластмассы холодной полимеризации Partial Bright (Yamahachi, Япония), для второй группы для соединения базиса и зубных рядов использовалась пластмасса горячей полимеризации Basis (Yamahachi, Япония).

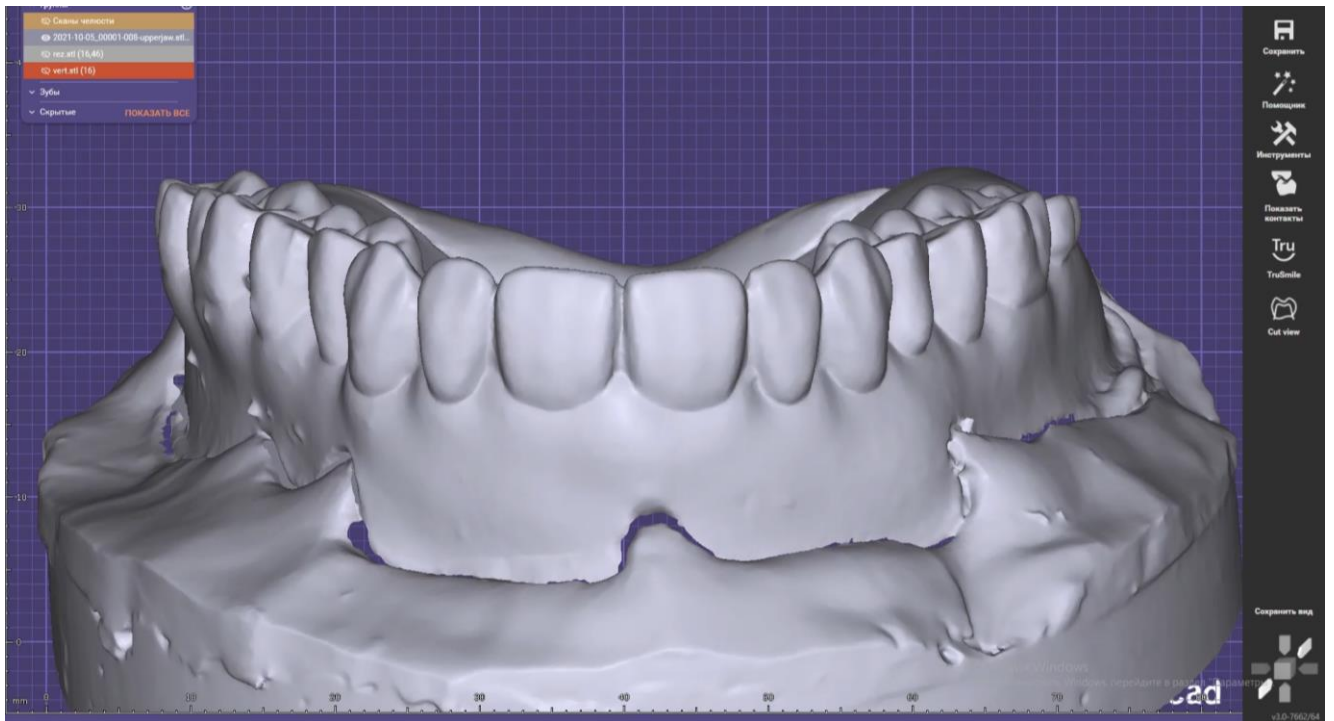


Рисунок 5. 3D модель прототипа полного съёмного зубного протеза



Рисунок 6. Изготовленный методом 3D-печати прототип полного съёмного зубного протеза



Рисунок 7. 3D-принтер «Creality HALOT-SKY»



Рисунок 8. Фрезерный станок «Imes-Core Coritec 250i»

Исследование равномерности толщины и рельефа связующего слоя в области соединения между базисом и зубными рядами полных съёмных зубных протезов проводили в Государственном научном центре Российской Федерации «Технологический институт сверхтвёрдых и новых углеродных материалов» в отделении физико-механических исследований, лаборатории разработки научно-исследовательского оборудования.

В связи с тем, что зубы в зубном ряду имеют различное взаиморасположение и угол наклона относительно друг друга, из-за расположения их по дуге, а также несимметричной атрофии челюсти с двух сторон, все протезы были разделены на шесть сегментов, соответственно:

Первый: от зуба 1.1 до зуба 1.2;

Второй: от зуба 1.3 до зуба 1.4;

Третий: от зуба 1.5 до зуба 1.7;

Четвёртый: от зуба 2.1 до зуба 2.2;

Пятый: от зуба 2.3 до зуба 2.4;

Шестой: от зуба 2.5 до зуба 2.7.

После чего по фронтальной оси вертикально по центру производилось распиливание сегментов на 2 половины (Рисунок 9).



Рисунок 9. Исследуемые сегменты (фрагменты образцов, в которых соединение базиса с зубными рядами осуществлено пластмассой холодной полимеризации)

Толщина связующего слоя измерялась на оптическом профилометре S Neox (Sensofar-Tech, Испания) (Рисунок 10) методом 3D профилометрии, прибор объединяет в себе технологии интерферометрии и конфокальной микроскопии. На каждом из блоков (зуб-связующий слой-базис), был снят профиль поверхности с увеличением $\times 20$ в трех участках, на каждом из снимков толщина слоя измерялась в 4 местах. Размер видимого поля 850×710 мкм.

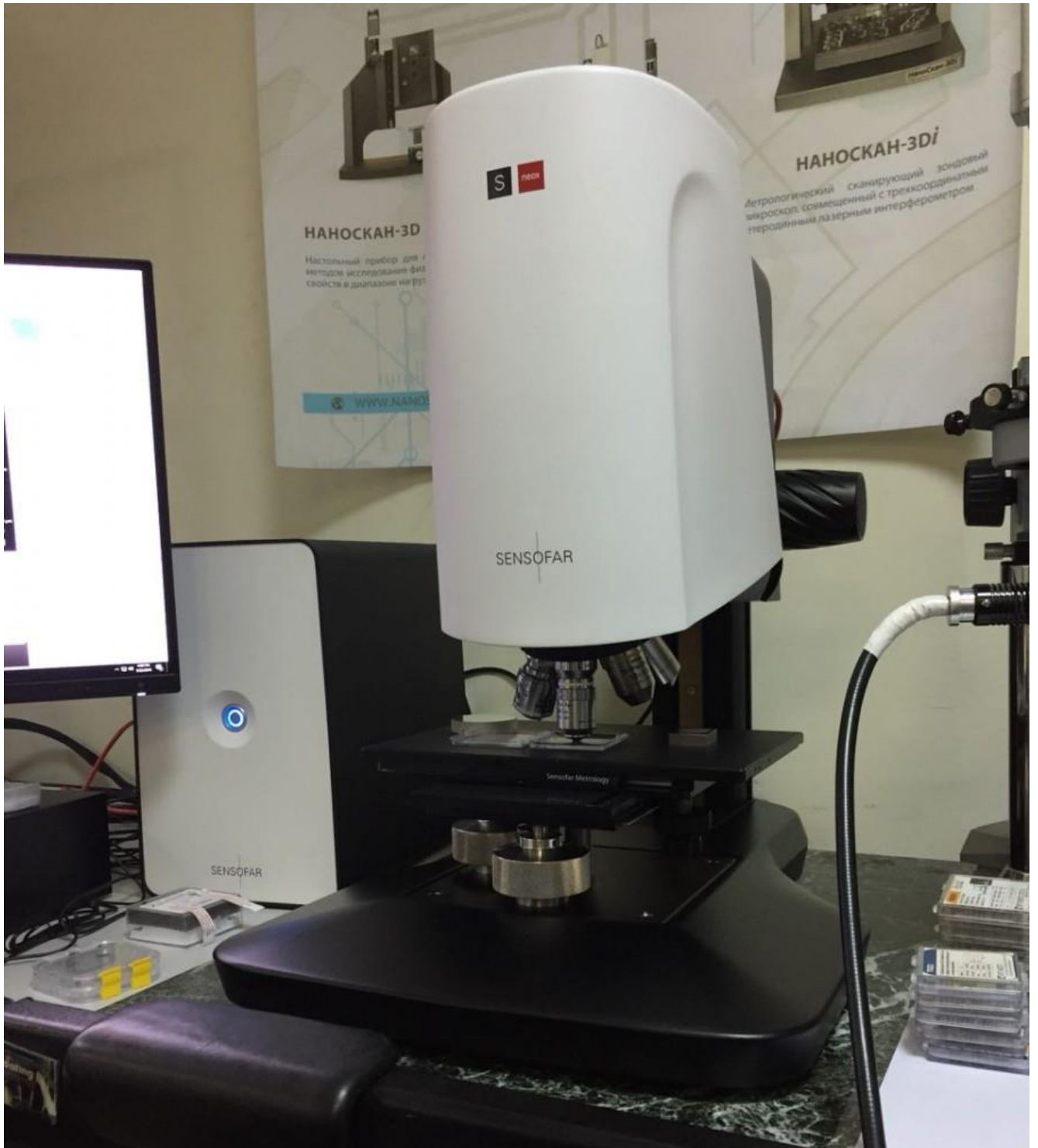


Рисунок 10. 3D оптический профилометр S Neox

Измерялась средняя толщина и среднеквадратическое отклонение связующего слоя для каждого блока (зуб-связующий слой-базис), затем для каждого сегмента и, в конечном счёте, для всех сегментов, среди всех протезов для каждой группы.

Для определения средней толщины была использована формула:

$a_{cp.} = (a_1 + a_2 + \dots + a_n) / n$, где:

a – числовые значения, толщины в отдельно взятом месте;

n – количество значений.

Для определения среднеквадратического отклонения была использована формула:

$\sigma = \sqrt{D[X]}$, где:

$D[X]$ – дисперсия случайной величины.

Для всех образцов обеих групп был изучен рельеф на предмет наличия пористости связующего слоя между базисом и зубными рядами. Используя вышеописанный оптический профилометр, были отсканированы области образцов с предполагаемым наличием пористости при увеличении $\times 150$.

Полученные результаты продемонстрированы в главе 3.

2.4. Методы клинического исследования

2.4.1. Общая характеристика пациентов и изготавливаемых протезов

Клинический материал. Общеклинические методы исследования включали в себя характеристику пациентов основной клинической и контрольной групп ортопедического лечения при полном отсутствии зубов на верхней и нижней челюстях. Ортопедическое лечение пациентов, с использованием разработанного способа, осуществлялось на клинической базе кафедры ортопедической стоматологии МИ РУДН, Центре цифровой стоматологии «МАРТИ».

Для решения поставленной задачи диссертационного исследования, а именно, оценить качество жизни стоматологических пациентов после проведённого лечения по предложенной технологии изготовления полных съёмных зубных протезов, было проведено стоматологическое обследование 72 пациентов с полным отсутствием зубов на верхней и нижней челюстях. Пациентам было предложено подписать информированное добровольное согласие с предварительным разъяснением плана лечения и проводимых исследований. Исключены из исследования по различным причинам 12 пациентов. В научном исследовании проводилось ортопедическое лечение и анализировались результаты лечения 60 пациентов.

Критерии включения в исследование:

- 1) Пациенты от 60 до 74 лет обоих полов с полным отсутствием зубов;
- 2) Отсутствие острых и обострения хронических патологий в височно-нижнечелюстном суставе;
- 3) Отсутствие нейрогенных и психических патологий;
- 4) Отсутствие выраженной атрофии верхней и нижней челюстей, при которой затруднены или отсутствуют ретенционные возможности протезов, по Шредеру 1, 2 типы, по Келлеру 1-3 типы;
- 5) Повторное изготовление протезов пациентам с полным отсутствием зубов, которые были ранее протезированы полными съёмными зубными протезами;
- 6) Отсутствие аллергических реакций на компоненты акриловых пластмасс.

Критерии невключения в исследование:

- 1) Пациенты до 60 и старше 74 лет обоих полов;
- 2) Наличие зубов или корней зубов;
- 3) Наличие нейрогенных и психических патологий;
- 4) Выраженная атрофия верхней и нижней челюстей, способствующая отсутствию ретенции полного съёмного зубного протеза, а также его сбрасыванию;
- 5) Наличие острых и обострения хронических патологий в височно-нижнечелюстном суставе;
- 6) Наличие аллергических реакций на компоненты акриловых пластмасс.

Критерии исключения:

- 1) Отказ пациента от проведения дальнейшего участия в исследовании;
- 2) Развитие у пациента в процессе исследования острых воспалительных заболеваний зубочелюстной системы, эндокринных, психосоматических расстройств.

На этапе формирования основной клинической группы и контрольной группы всем участникам проводилось комплексное стоматологическое обследование, которое включало в себя: клинико-инструментальное обследование, ортопантомографическое исследование.

В результате обследования для исследования были выбраны 33 женщины и 27 мужчин. Для всех пациентов клинически была изучена атрофия костной ткани челюстей по Шредеру и Келлеру, а также было произведено распределение, соответственно классам слизистой оболочки по Суппле. Результаты соответственно приведены в Таблицах 3 и 4.

Таблица 3 – Распределение пациентов основной клинической группы с полным отсутствием зубов на верхней и нижней челюстях по степени атрофии костной ткани

Пациенты	Атрофия костной ткани						
	По Келлеру, н/ч				По Шредеру, в/ч		
	1	2	3	4	1	2	3
Основная группа (абс.)	15	6	9	0	17	13	0
Контрольная группа (абс.)	18	5	7	0	19	11	0
% содержание	55%	18.3%	26.7%	0%	60%	40%	0%

Примечание: н/ч – нижняя челюсть, в.ч. – верхняя челюсть, Абс. – абсолютная величина

Таблица 4 – Распределение пациентов основной клинической группы с полным отсутствием зубов на верхней и нижней челюстях в зависимости от класса слизистой оболочки полости рта по Суппле

Пациенты	Класс по Суппле							
	Нижняя челюсть				Верхняя челюсть			
	1	2	3	4	1	2	3	4
Основная группа (абс.)	18	8	4	0	16	8	6	0
Контрольная группа (абс.)	20	7	3	0	21	6	3	0
% содержание	63.3%	25%	11.7%	0%	61.7%	23.3%	15%	0%

Примечание: Абс. – абсолютная величина

У 17 пациентов основной клинической группы и 19 контрольной группы полные съёмные зубные протезы для одной или двух челюстей изготавливались впервые, остальные пациенты ранее пользовались полными съёмными зубными протезами на обеих челюстях.

Для основной клинической группы пациентов изготавливались фрезерованные полные съёмные зубные протезы для обеих челюстей, соединение базиса и зубных рядов которых осуществлялось при помощи пластмассы горячей полимеризации Basis (Yamahachi, Япония), с использованием CAD/CAM технологий и вертикулятора «Кравеца», использующиеся на основе патента «Способ изготовления съёмных протезов».

Для контрольной группы пациентов изготавливались фрезерованные полные съёмные зубные протезы для обеих челюстей, соединение базиса и зубных рядов которых осуществлялось при помощи пластмассы холодной полимеризации Partial Bright (Yamahachi, Япония), с использованием CAD/CAM технологий и вертикулятора «Кравеца», использующиеся на основе патента «Способ изготовления съёмных протезов».

2.4.2. Методы клинической оценки эффективности изготавливаемых протезов

Клинические методы оценки пациентов основной и контрольной групп. Для оценки эффективности усовершенствованного способа ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов осуществлялся клинический анализ жевательного аппарата до и после лечения, в течение недели использования протезов, затем через 1, 3, 6 и 12 месяцев. Оценивался характер открывания рта и определялась амплитуда свободных движений нижней челюсти. Пальпация височно-нижнечелюстного сустава справа и слева проводилась впереди от козелка уха, через переднюю стенку наружного слухового прохода при смыкании челюстей в положении центральной окклюзии и во время протрузионных и латеротрузионных движений нижней челюсти. Определялась выраженность суставного шума. Проводилась пальпация с правой и левой сторон внутренних и наружных

крыловидных, собственно жевательных, височных мышц. Исследовалось наличие болезненных участков в жевательных мышцах, сравнивалось с противоположной стороной. После лечения, в течение недели использования протезов, через 1, 3, 6 и 12 месяцев, основными критериями оценки были: наличие или отсутствие фиксации полных съёмных зубных протезов в полости рта, нуждаемость в починке, а также оценивалась потребность в коррекции постоянных протезов после их наложения. Исследовалось наличие зубных отложений на поверхности протезов после лечения, в течение недели использования протезов, через 1, 3, 6 и 12 по индексу зубного налета съёмного протеза – Индекс Jeganathan et al. (1996) [110]. Протезы удаляются из полости рта и промываются под проточной водой в течение 1 минуты, для удаления остатков пищи. Красящим агентом (эритрозином), при помощи которого регистрируется зубной налет, обрабатывается поверхность зубного протеза и оставляется на 1 минуту. Избыток несвязанного индикатора удаляется под проточной водой.

Оценки окрашивания зубного протеза представлены в Таблице 5.

Таблица 5 – Оценки индекса Jeganathan et al.

Баллы	Критерии
0	Зубной налёт отсутствует
1	Лёгкий зубной налёт (1-25% поверхности протеза покрыто плёнкой)
2	Умеренный зубной налёт (покрыто 26-50%)
3	Тяжёлый зубной налёт (покрыто 51-75%)
4	Очень тяжёлый зубной налёт (покрыто более 76%)

Производилась сравнительная оценка размерной точности оцифрованных окончательных протезов и прототипов при помощи программы Exocad, путем

сопоставления виртуальных 3D изображений полных съёмных зубных протезов, полученных после соединения базисов и зубных рядов и прототипов протезов. Было исследовано завышение по прикусу следующим образом: у прототипов и окончательных протезов на режущих краях и буграх каждого зуба в трёх точках, изучалось отстояние точки, расположенной на окончательном протезе, от точки, расположенной на прототипе.

Исследование качества жизни. Оценка качества жизни пациентов основной клинической группы и контрольной группы проводилось с помощью анкетирования по вопросам анкеты ОНIP до лечения, в течение первой недели использования протезов и озвучивания рекомендаций по эксплуатации и уходу. ОНIP (Oral Health Impact Profile - Степень важности стоматологического здоровья, 2012) авторов: A.J. Spencer, G.D. Slade. Анкета состоит из 49 вопросов, имеет 5 вариантов ответа от «Никогда» до «Очень часто». В проведённых исследованиях использовался вариант, состоящий из 14 вопросов (Приложение 1). Соответственно увеличение количества баллов сигнализирует об ухудшении того или иного параметра. Русскоязычная валидированная версия анкеты качества жизни ОНIP-14 состояла из следующих категорий вопросов: проблемы в повседневной жизни, работе и отдыхе; проблемы в общении; проблемы при приёме пищи.

Для оценки эффективности в критериях качества жизни, на основе сравнения значений индекса ОНIP-14 до и после лечения определялась величина клинического эффекта (по Cohen, Δ ОНIP-14) по формуле:

$$\Delta\text{ОНIP-14} = (M1 - M2) / (m1 \times \sqrt{n}), \text{ где}$$

M1 – медиана до лечения;

M2 – медиана после лечения;

m1 – стандартное отклонение от среднего показателя лечения;

n – количество опрошенных.

Интерпретация результатов проводится следующим образом:
 Δ ОНIP-14 <0.2 балла - клинически малозаметный или нулевой эффект;
 Δ ОНIP-14 от 0.2-0.8 балла – умеренно выраженный клинический эффект;
 Δ ОНIP-14 >0.8 баллов – выраженный клинический эффект.

Были подсчитаны средние значения баллов для группы пациентов до и после лечения по формуле:

$$\mu\text{ОНIP-14} = \Sigma\text{ОНIP-14}/n$$

Результаты исследования качества жизни пациентов с полным отсутствием зубов на верхней и нижней челюстях представлены в главе 3.

2.5. Статистическая обработка результатов исследования

Статистический анализ данных выполнялся на персональном компьютере с использованием пакета программ Intel ® Core i7 CPU в среде macOS Mojave 10.14.6 с использованием пакета программ Microsoft Office для mac, а именно Word 2011 и Excel 2011, программный продукт «Wizard 2» и «Statistics Open For All».

Сравнения количественных результатов до и после лечения в основной клинической группе выполняли по парному t-критерию Стьюдента [63], а также парному критерию Уилкоксона [139], в зависимости от наличия соответствия нормальному закону и равенства дисперсий.

Для всех видов статистической обработки данных результаты считали статистически значимыми при $p < 0.05$.

Таким образом, в главе 2 представлена характеристика 60 пациентов с полным отсутствием зубов. Дано описание методов исследований: общеклинических, лабораторных, изучения качества жизни, статистических методов исследования с основами доказательной медицины.

ГЛАВА 3

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1. Решение задачи монолитного соединения современных зубных протезов

По результатам поиска было проанализировано 146 публикаций, из них 139 международных и 7 отечественных наиболее релевантных к исследуемой теме. При уточнении запроса по ключевым словам «CAD/CAM изготовление полных съёмных зубных протезов» количество источников сократилось до 76, анализ которых определил необходимость в создании способа изготовления съёмных зубных протезов, включающего использование цифровых технологий.

Для решения ряда проблем, среди которых: равномерное позиционирование зубов относительно друг друга в базисе протеза, а также сложности с точным монолитным соединением зубов и базиса, существует устройство, вертикулятор «Кравеца», которое может быть использовано для изготовления съёмных зубных протезов. Одной из основных возможностей устройства является точное воспроизведение зубных протезов по восковым или полимерным прототипам, методами не только холодной, но и горячей полимеризаций, а также с применением CAD/CAM технологий.

3.2. Способ изготовления съёмных зубных протезов

Проблемы современных методов изготовления полных съёмных зубных протезов перед собой ставят задачи, среди которых, точное позиционирование зубов, идентичное постановке в прототип будущего протеза, а также получение монолитно соединённой конструкции, базис и зубные ряды которых предварительно изготовлены при помощи аддитивных или субтрактивных технологий. Для решения данных задач разработано изобретение «Способ изготовления съёмных зубных протезов» (Патент РФ №2721891 на изобретение).

Задачей, на решение которой направлено изобретение, является высокоточное изготовление съёмных зубных протезов с использованием цифровых стоматологических технологий.

Техническим результатом изобретения является цифровое моделирование и изготовление прототипа съёмного зубного протеза при полном отсутствии зубов и точное его воспроизведение на основе полимерного протеза с использованием метода компьютерного производства.

В отличие от известных аналогов, после изготовления фрезерованных элементов протеза, благодаря точности позиционирования основных и дополнительной платформ, в предлагаемом, в рамках способа изготовления, вертикуляторе, методом горячей полимеризации можно соединить все остальные составляющие элементы протеза.

При установке моделей, винтовая фиксация платформ обеспечивает давление, что позволяет производить прессование пластмассы при проведении методики горячей полимеризации. Вдобавок, ещё одним преимуществом винтовой фиксации является предотвращение завывшения или смещения нижней и верхней платформ, а также закрепленных на них моделей. При использовании пластмассы горячей полимеризации, используя данный способ изготовления, не образуется облойдный слой, а следовательно, отсутствует завывшение по прикусу.

Предлагаемый способ изготовления съёмных зубных протезов осуществляется следующим образом:

1. Получение оптических оттисков беззубых челюстей.
2. Получение трёхмерных изображений головы и лица пациента при улыбке, используя метод лицевого сканирования.
3. Осуществляется конусно-лучевая компьютерная томография головы пациента.
4. Происходит сопоставление полученных данных в виртуальном пространстве программного обеспечения CAD/CAM системы.
5. Проводится электронная аксиография.

6. Руководствуясь данными антропометрических показателей пациента, выявленных при помощи компьютерной томографии, артикуляционными движениями, регистрация которых была произведена посредством электронной аксиографии, а также показателями межальвеолярной высоты, осуществляется трёхмерное моделирование прототипа протеза, а именно базиса протеза и постановка зубов.

Все перечисленные до этого этапы не являются определяющими и в зависимости от доступных дополнительных инструментов могут быть изменены в ходе лечения. Основополагающими являются последующие этапы, которые и характеризуют разработанный способ.

7. Изготовление физических моделей челюстей, прототипа съёмного зубного протеза и зубов антагонистов, используя метод 3D-печати виртуальных смоделированных объектов.

8. Примерка и согласовывание прототипа съёмного зубного протеза в полости рта пациента.

9. Разделение виртуального изображения прототипа протеза на базис и зубные ряды.

10. Формирования углубления для создания дополнительной механической ретенции на внутренней поверхности зубов, обращенной к базису протеза, при последующем соединении с базисом протеза, в это же время, в базисе протеза, в проекции сформированных в зубных рядах углублений, моделируются ответные отверстия элементы, которые им соответствуют и конгруэнтны

11. Фрезерование зубных рядов из медицинского полимера, который соответствует цвету зубов пациента, а базис протеза со всеми ретенционными элементами фрезеруется из красно-розового полимера цвета, который соответствует цвету десны.

12. Фиксация на жесткий зуботехнический силикон (твёрдость по Шору ≥ 80) внутренней части базиса, ранее напечатанного прототипа протеза, которая соответствует протезному ложу.

13. Фиксация на нижнюю платформу полученного силиконового подлитка, при помощи артикуляционного воска.

14. Фиксация по аналогичной методике жёсткого зуботехнического силикона к верхней платформе вертикулятора, которым проводится перекрытие зубных рядов, напечатанного ранее прототипа полного съёмного зубного протеза.

15. Жёсткая фиксация гайками платформы вертикулятора расположенной соосно на трёх металлических направляющих по которым происходит перемещение рам.

16. После проведённой структуризации силикона верхняя платформа вертикулятора снимается и происходит извлечение полимерного прототипа протеза.

17. На нижний силиконовый подлиток соответствующий протезному ложу накладывают базис протеза фрезерованный из красно-розового полимера, а в силикон с отпечатками зубного ряда прототипа, фиксированного на верхней раме вертикулятора устанавливают фрезерованные зубные ряды из медицинского полимера цвета соответствующего цвету зубов пациента.

18. В пространство между зубными рядами и базисом протеза вносят пластмассу горячей полимеризации, под давлением затяжных винтов, сводят и плотно фиксируют рамы вертикулятора с фиксированными элементами протеза.

19. В вертикуляторе конструкция съёмного зубного протеза подвергается процессу горячей полимеризации пластмассы.

20. Съёмный зубной протез извлекается из вертикулятора, проводится финишная обработка, полировка и наложение в полости рта пациента.

3.3. Результаты лабораторных исследований

Образцы представляют собой фрезерованные полимерные зубные протезы верхней челюсти, соединение элементов которых произведено при помощи пластмасс холодной и горячей полимеризации. Между частями десны и зубов имеется связующий слой.

Изучение толщины связующего слоя.

Толщина связующего слоя измерена на оптическом профилометре S Neox (Sensofar-Tech, Испания) методом 3D профилометрии. На каждом из зубов был снят профиль поверхности (Рисунок 11) с увеличением $\times 20$ в трех участках, на каждом из снимков толщина слоя измерялась в 4 местах. Размер видимого поля 850×710 мкм.

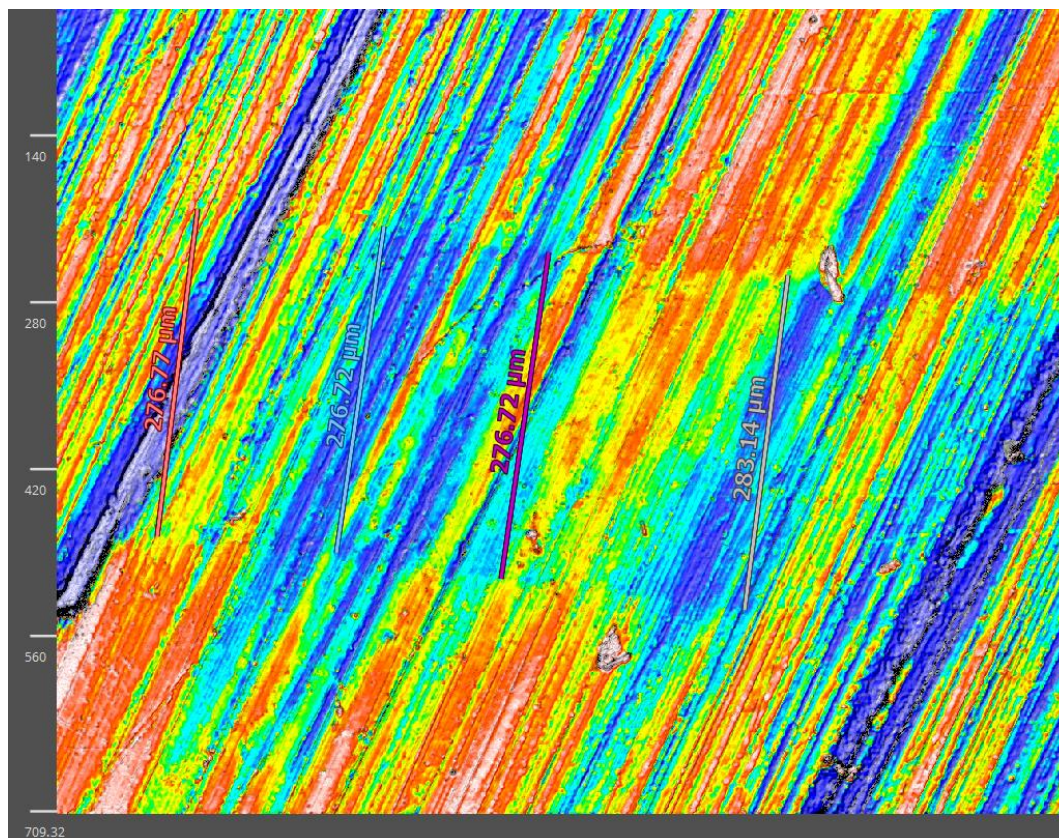


Рисунок 11. Вид профиля поверхности образца с пластмассой холодного отверждения

Результаты измерений толщины связующего слоя для каждого из сегментов среди всех протезов из группы 1 (соединение базиса с зубными рядами при помощи пластмассы холодной полимеризации) приведены в Таблице 6. Результаты измерения толщины связующего слоя на всём протяжении, для всех протезов из группы 1 представлены в Таблице 7. Нумерация произведена в соответствии с Рисунком 6.

Таблица 6 – Толщина связующего слоя, изученная для каждого из сегментов всех протезов из группы 1, соединение базиса с зубными рядами которых произведено при помощи пластмассы холодной полимеризации

Сегмент	Средняя толщина связующего слоя, мкм
Первый сегмент	268 ± 32
Второй сегмент	261 ± 13
Третий сегмент	274 ± 11
Четвёртый сегмент	270 ± 44
Пятый сегмент	279 ± 20
Шестой сегмент	280 ± 13

Таблица 7 – Толщина связующего слоя на всём протяжении, для всех протезов из группы 1, соединение базиса с зубными рядами которых произведено при помощи пластмассы холодной полимеризации

Номер зуба	Толщина связующего слоя, мкм
1.1	298 ± 16
1.2	238 ± 7
1.3	271 ± 8
1.4	251 ± 8
1.5	278 ± 12
1.6	275 ± 7
1.7	268 ± 12
2.1	312 ± 11
2.2	228 ± 16
2.3	285 ± 20
2.4	273 ± 19

2.5	290 ± 13
2.6	278 ± 10
2.7	272 ± 9
Среднее по всем зубам	273 ± 25

Изучение результатов приведённых в Таблице 5, демонстрирует наибольшее среднеквадратическое отклонение для первого и четвёртого сегментов, что связано с взаиморасположением зубов 1.1 и 1.2, а также зубов 2.1 и 2.2, а точнее с расположением соединений зуб-базис под разным углом друг к другу в этих сегментах, тем самым увеличивая среднеквадратическое отклонение относительно других сегментов.

Если наблюдать среднее значение и отклонение для всего протеза, продемонстрированное в Таблице 6, можно наблюдать отклонение всего в 25 мкм, что меньше чем средняя толщина связующего слоя более чем в 10 раз и говорит о равномерности соединения базис-зуб на всём протяжении протезов для группы, связующий слой которых произведён при помощи пластмассы холодной полимеризации, и об эффективности «Способа изготовления съёмных протезов» по этому параметру.

Рельеф также был изучен для 2 группы (базис и зубные ряды которых соединены при помощи пластмассы горячей полимеризации) (Рисунок 12). Во всех сегментах 4 из 5 протезов было равномерное отсутствие контуров связующего слоя между базисом и зубными рядами, создавая однородную структуру.

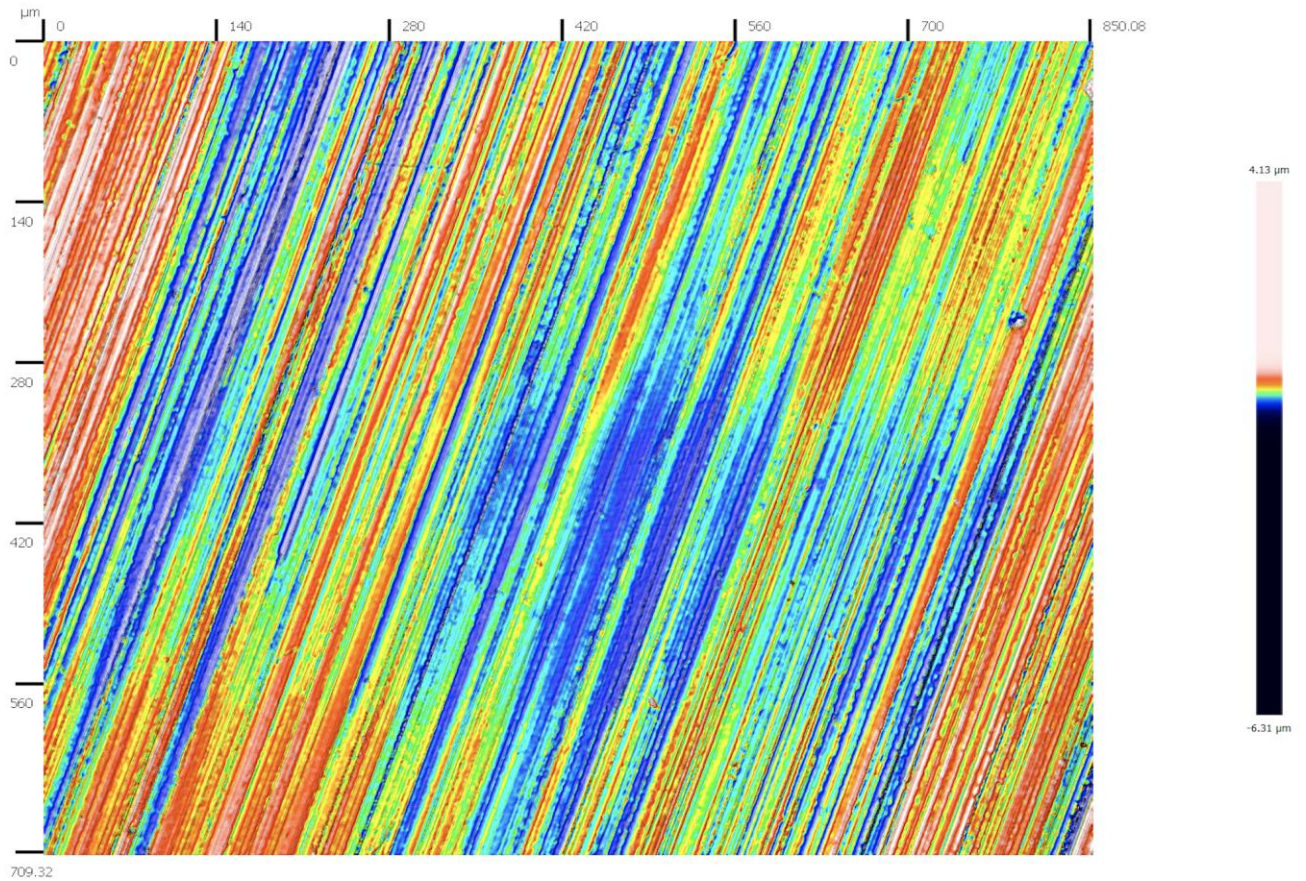


Рисунок 12. Вид профиля поверхности образца в области зуба 2.2 соединение базиса с зубными рядами которого произведено при помощи пластмассы горячей полимеризации

Во всех сегментах 4 из 5 протезов было равномерное отсутствие контуров связующего слоя между базисом и зубными рядами, создавая однородную структуру. В 3 сегменте одного из протезов в области зубов 1.6 и 1.7 обнаружены контуры связующего слоя, характеризующиеся отличающейся плотностью (Рисунок 13). Данные контуры прослеживаются не на всей длине, имеют прерывистую структуру, подсчитанные значения толщины соединения для данного протеза представлены в Таблице 8.

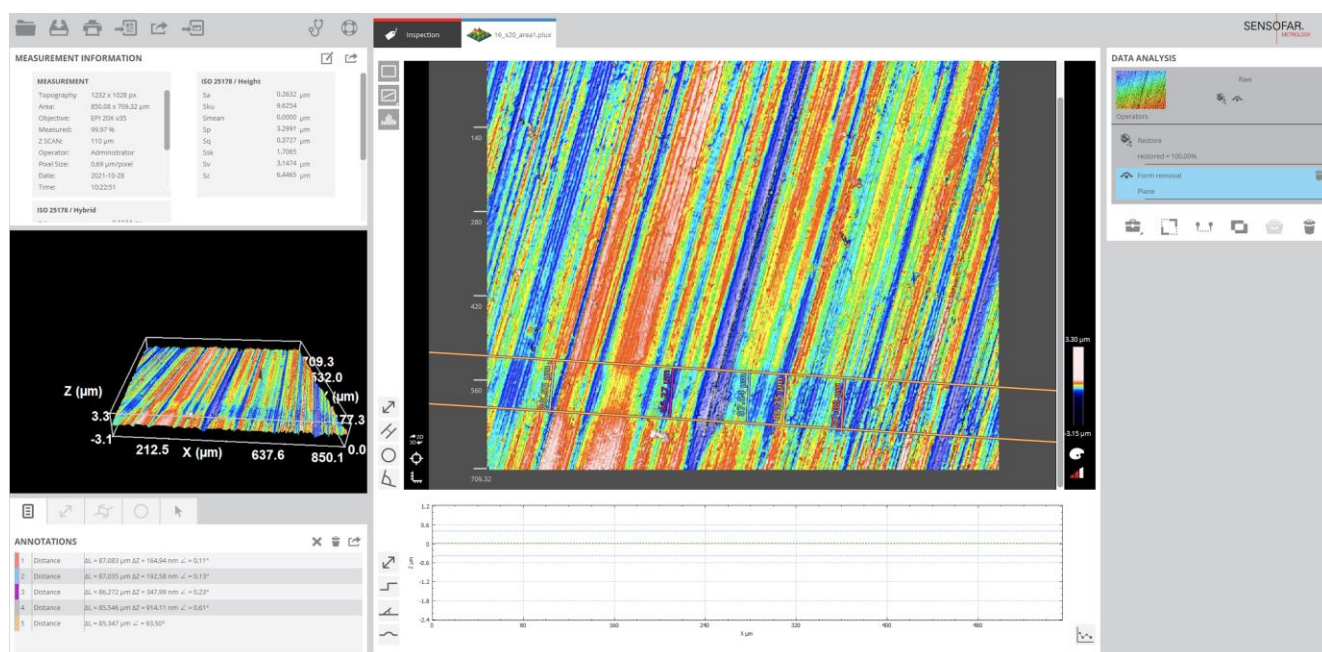


Рисунок 13. Обнаруживаемая толщина связующего слоя в области зуба 1.6, образца 2 группы

Таблица 8 – Толщина соединения образца связующий слой которого состоит из пластмассы горячей полимеризации

Номер зуба	Толщина связующего слоя, мкм
2.7-1.5	Контуры соединения не наблюдалась
1.6	83 ± 3
1.7	78 ± 3

Изучение пористости

Отсканирована область соединения для образцов обеих групп, изучалось наличие пористости при увеличении $\times 150$. Вид поверхности образцов в области зуба 1.6 для группы 1 и группы 2 представлены, соответственно, на Рисунке 14 и Рисунке 15. Равномерно на всём протяжении всех образцов для группы 1 (соединение базиса с зубными рядами при помощи пластмассы холодной полимеризации) и группы 2 (соединение базиса с зубными рядами при помощи пластмассы горячей полимеризации) пористость не наблюдалась, что говорит об эффективности «Способа изготовления съёмных протезов», а также о соблюдении всех

рекомендаций и норм к пользованию материалами, используемыми для изготовления съёмных зубных протезов.

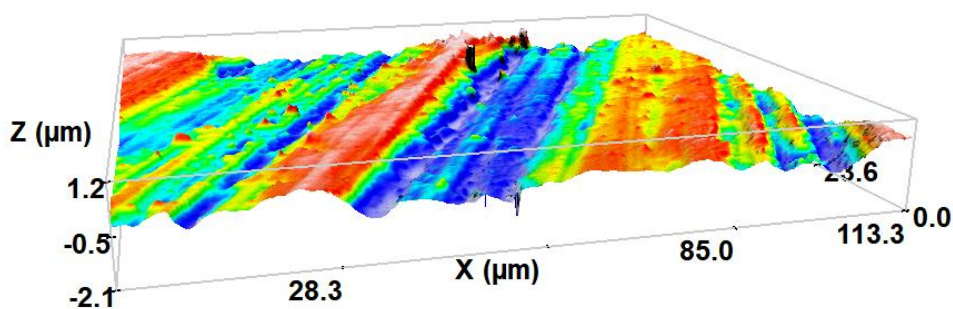


Рисунок 14. Вид поверхности зуба 1.6 при увеличении $\times 150$ для образца, изготовленного с использованием пластмассы горячей полимеризации

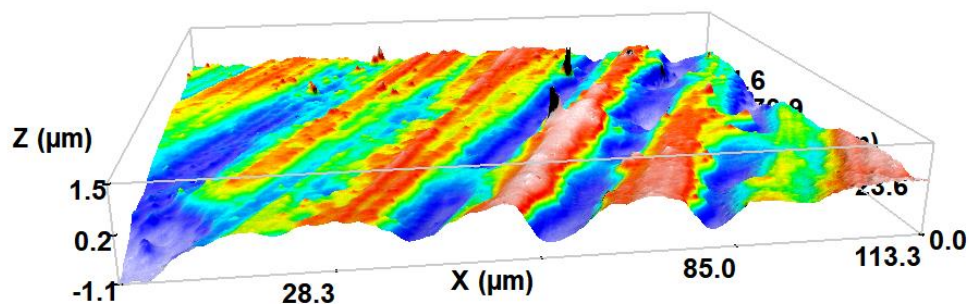


Рисунок 15. Вид поверхности зуба 1.6. при увеличении $\times 150$ для образца, изготовленного с использованием пластмассы холодной полимеризации

Таким образом, опираясь на данные анализа исследования рельефных характеристик фрезерованных полных съёмных зубных протезов в области соединения базиса и зубных рядов обосновано применение новых ортопедических конструкций, изготовленных при помощи «Способа изготовления съёмных протезов» (патент РФ на изобретение № 2721891). Использование вертикулятра «Кравеца» способствовало получению протезов, соединение базиса с зубными рядами которых, осуществлялось равномерно на всём протяжении пластмассами холодной и горячей полимеризаций. В добавок получена равномерная беспористая структура соединения за счёт эффективного равномерного распределения

достаточного количества материала под давлением, в противовес возможной усадочной пористости протезов.

3.4 Результаты клинического исследования

3.4.1. Общая характеристика проведённого лечения на примере клинического случая

Для основной клинической группы, состоящей из 30 ранее подобранных пациентов, лечение проводилось посредством изготовления фрезерованных полных съёмных зубных протезов для верхней и нижней челюстей, соединение зубных рядов и базиса которых осуществлялось при помощи пластмассы горячей полимеризации, с использованием CAD/CAM технологий и вертикулятора «Кравеца», применение которых обосновано содержанием патента «Способ изготовления съёмных протезов». Для контрольной группы, состоящей также из 30 пациентов, лечение проводилось по схожему протоколу, но этап соединения фрезерованных базисов и зубов осуществлялся при помощи пластмассы холодной полимеризации.

Протезирование пациентов основной клинической группы с использованием полных съёмных зубных протезов проводилось в соответствии с протоколом проиллюстрированным в клиническом случае.

Клинический случай

Паспортная часть

На клиническую базу кафедры ортопедической стоматологии МИ РУДН, в центр цифровой стоматологии «МАРТИ» обратилась пациентка П. (Рисунок 16) 1959 года рождения.



A



Б



В

Рисунок 16. Внешний вид пациентки П., до лечения: **А** – анфас, **Б** – 45°, **В** – профиль

Жалобы

На неудовлетворённость ранее изготовленными съёмными зубными протезами на верхней и нижней челюстях.

Внешний осмотр

Конфигурация лица изменена, снижение высоты лица в нижнем отделе; симметрия лица не нарушена; выражены носогубные складки; обнаруживается старческая прогения; кожные покровы умеренно увлажнены, физиологически окрашены, без видимых патологических изменений; видимые слизистые умеренно увлажнены, физиологически окрашены, без видимых патологических изменений.

Открывание рта безболезненное, свободное, симметричное, без патологических шумов, щелчков, признаков девиации.

Регионарные лимфатические узлы (околоушные, поднижнечелюстные, подподбородочные, передние шейные) не пальпируются.

Слюнные железы (подъязычные, подчелюстные, околоушные) при пальпации безболезненны, не увеличены, функциональность сохранена.

Пальпация жевательных мышц: височных, крыловидных (внутренних и наружных), собственно жевательных мышц безболезненна.

Анамнез жизни

Со слов пациента, наличие общих соматических и инфекционных заболеваний отрицала, страдает гипертонической болезнью I степени. Со слов пациента, аллергоанамнез не отягощён. При рентгенологическом исследовании на ортопантомограмме корней зубов и патологических образований челюстей не выявлено.

Анамнез заболевания

Зубы удалялись в течение жизни по поводу осложнённого кариеса и болезней пародонта. Полный съёмный зубной протез верхней челюсти был изготовлен более 5 лет назад, съёмный пластинчатый протез нижней челюсти был изготовлен более 6 лет назад. Последний зуб был удалён десять дней назад.

Осмотр полости рта

Осмотр преддверия полости рта. Прикрепление уздечки языка в норме. Прикрепление уздечки верхней губы на 3 мм выше края альвеолярного отростка. Прикрепление уздечки нижней губы на 3 мм ниже края альвеолярного отростка. Слизистая оболочка губ и щек физиологической окраски, умеренно увлажнена, без патологических изменений.

Осмотр собственно полости рта: слизистая оболочка собственно полости рта физиологической окраски, умеренно увлажнена, без патологических изменений. Язык физиологической окраски, без патологических изменений .

Положение челюстей I класса по Энгляю.

Атрофия по Шредеру I класса.

Атрофия по Келлеру III класса.

Атрофичная слизистая верхней и нижней челюстей по Суппле (Рисунок 17).



Рисунок 17. Состояние слизистых оболочек полости рта

Зубная формула

О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О
1.8	1.7	1.6	1.5	1.4	1.3	1.2	1.1	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8
4.8	4.7	4.6	4.5	4.4	4.3	4.2	4.1	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.6	3.8
О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О	О

Условные обозначения: Отсутствует – О; Кариес – С; Пульпит – Р; Периодонтит – Рт; Пломбированный – П; Пародонтит – А; Подвижность – I, II, III (степень), Коронка – К; Искусственный зуб – И

Данные рентгенологического исследования: При рентгенологическом исследовании на ортопантограмме, корней зубов и патологических образований челюстей не выявлено.

Диагноз

K08.1 Потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локальной периодонтальной болезни (МКБ-10). Полное отсутствие зубов на верхней и нижней челюстях.

План лечения:

- 1) Получение оптических оттисков верхней и нижней челюстей;
- 2) Получение функциональных оттисков при помощи устройства «Центрофикс»;
- 3) Изготовление при помощи 3D-печати прототипов протезов и их дальнейшие коррекции;
- 4) Получение окончательных фрезерованных протезов.

Лечение

Первое посещение. Получение оптических оттисков верхней и нижней челюстей.

Проведено сканирование верхней и нижней челюстей интраоральным сканером 3Share (Trios, Дания) (Рисунок 18) для улучшения точности сканирования использовался жидкотекучий коффердам светового отверждения, который наносился точно по всей поверхности слизистых оболочек альвеолярной части нижней челюсти и альвеолярного отростка верхней челюсти (Рисунок 19).



Рисунок 18. Trios 3Shape



Рисунок 19. Скан альвеолярного отростка верхней челюсти

Второе посещение. Получение функциональных оттисков при помощи устройства «Центрофикс».

На основании полученных сканов в цифровом пространстве программы Eхосad моделировалось, а затем при помощи 3D-печати изготавливалось устройство «Центрофикс», представляющее собой индивидуальные ложки для верхней и нижней челюстей и гнатометр, для определения центрального соотношения. Также в конструкции нижней части устройства «Центрофикс» имеется накусочная

площадка, а в конструкции верхнего, винт, дающий возможность перемещения по вертикали, для фиксации межальвеолярной высоты (Рисунок 20). Также был получен восковой шаблон верхней челюсти для определения протетической плоскости.

**А****Б**

Рисунок 20. А – Часть устройства «Центрофикс» для нижней челюсти, Б – Винт

При помощи корректирующего слоя силиконовой оттисковой массы нижняя и верхняя части устройства «Центрофикс» фиксируются в полости рта. Используя винт, проводится определение и фиксация межальвеолярной высоты, а также регистрация положения нижней челюсти. С использованием воскового шаблона на верхней челюсти проводится определение эстетических ориентиров, срединной межрезцовой линии, протетической плоскости. Одновременно с этим происходит определение положения, формы и цвета искусственных зубов. Все данные согласуются с пациентом для достижения максимально положительного эстетического эффекта. В конечном счёте, полученные с помощью устройства «Центрофикс» функциональные оттиски сканируются. В программе для моделирования конструкций зубных протезов 3Shape, производилось сопоставление

цифровых моделей полученных из оптических оттисков внутренних поверхностей индивидуальных ложек, которые соответствуют тканям протезного ложа, с оптическими оттисками гнатометра и восковым шаблоном (Рисунок 21).

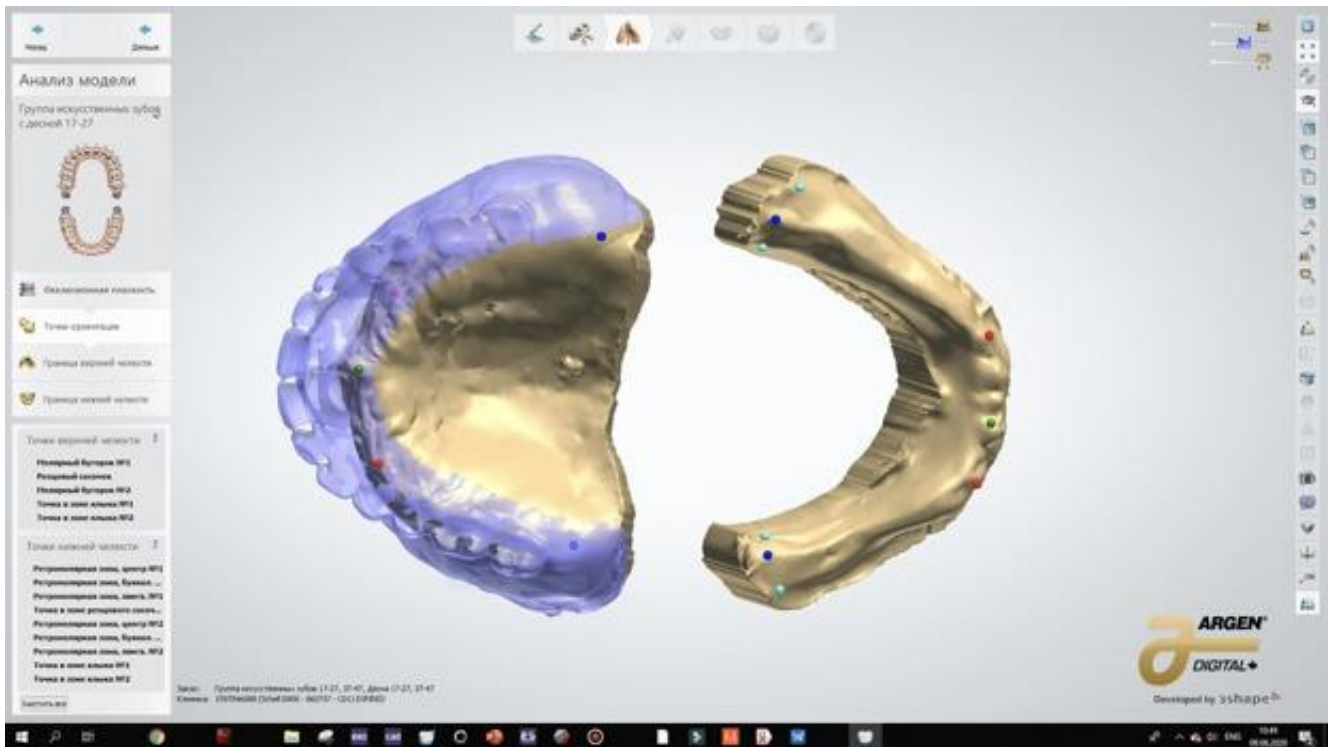


Рисунок 21. Сопоставление оптических оттисков протезного ложа с внутренними поверхностями индивидуальных ложек.

Затем производилась загрузка моделей в виртуальный артикулятор в положение на определенную ранее межальвеолярную высоту. В виртуальном артикуляторе производится виртуальная постановка зубов, положение и форма которых была ранее согласована с пациентом (Рисунок 22).



Рисунок 22. Постановка зубов в виртуальном артикуляторе

После проведения этапа постановки зубов были смоделированы базы полных съёмных зубных протезов, задавая им при этом по всей поверхности толщину в 2 мм, с границами, которые соответствуют границам тканей протезного ложа (Рисунок 23).

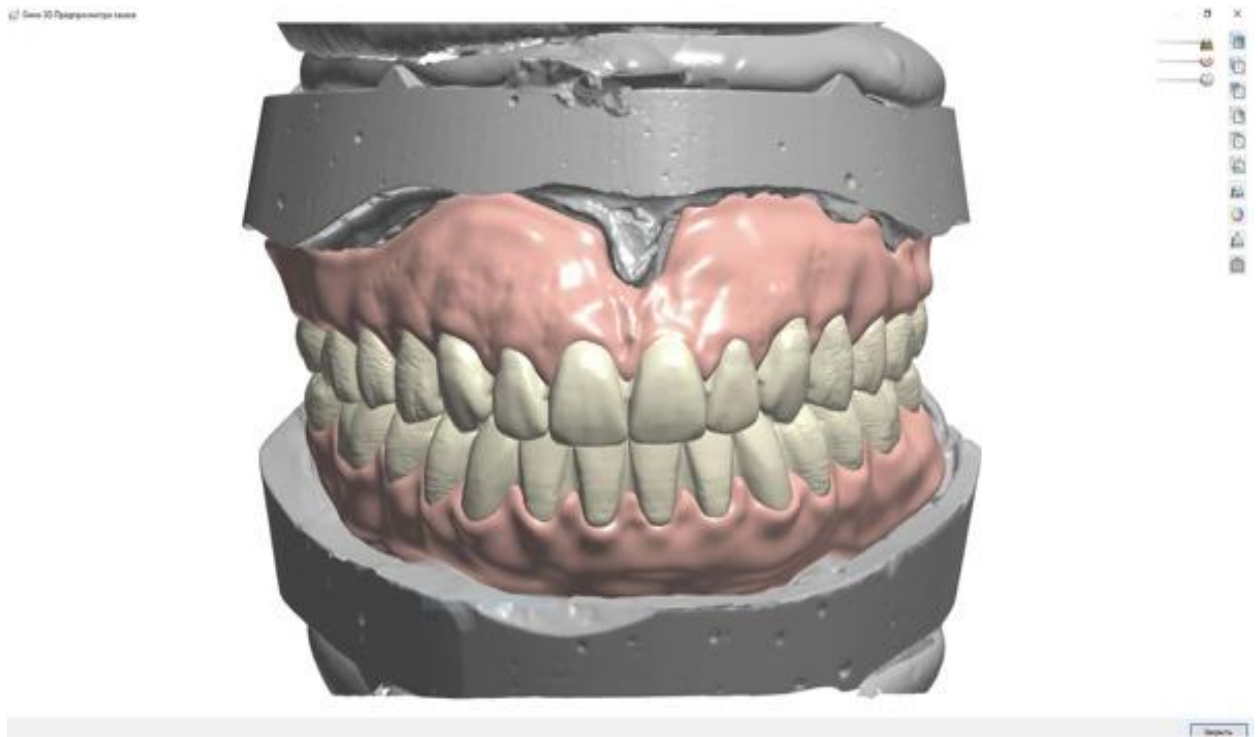


Рисунок 23. Виртуальные прототипы полных съёмных зубных протезов верхней и нижней челюстей

Третье посещение. Изготовление при помощи 3D-печати прототипов протезов и их дальнейшие коррекции.

При помощи 3D-печати поочередно были изготовлены базисы и зубные ряды полных съёмных зубных протезов. После чего, для достижения наилучшего эстетического эффекта, была проведена фиксация зубных рядов и базисов съёмных протезов, с использованием пластмассы холодной полимеризации, а также при помощи вертикулятора «Кравеца» (Рисунок 24).



Рисунок 24. Прототипы полных съёмных зубных протезов для верхней и нижней челюстей

После наложения прототипов полных съёмных зубных протезов, изготовленных методом 3D-печати, пациентка использовала их в течение трёх недель. В течение этого периода происходило формирование протезного ложа на нижней челюсти, после удаления зубов. На четвёртый день пользования прототипами, в условиях клинического приёма, была произведена перебазировка прототипа полного съёмного зубного протеза на нижней челюсти.

Четвёртое посещение. Получение окончательных фрезерованных протезов.

По истечению трёх недель пользования прототипами протезов, была достигнута приемлемая функциональная стабильность конструкций. В условиях зуботехнической лаборатории было произведено сканирование прототипов полных съёмных зубных протезов, целиком. Отдельно изготавливались базисы и зубные ряды методом фрезерования. После чего, при помощи пластмассы горячей полимеризации в вертикуляторе «Кравеца» производилось соединение базисов и

зубных рядов съёмных зубных протезов для верхней и нижней челюстей (Рисунок 25). После чего следовала финишная обработка и полировка протезов.



Рисунок 25. Фрезерованные полные съёмные зубные протезы

Наконец, полученные полные съёмные зубные протезы накладывались в полости рта пациентки (Рисунки 26, 27). Давались рекомендации по эксплуатации и уходу за протезами.



Рисунок 26. Фрезерованные протезы в полости рта



Рисунок 27. Внешний вид пациентки, после лечения

3.4.2. Клиническая оценка результатов использования протезов изготовленных по предложенному способу

Клиническая оценка височно-нижнечелюстного сустава

Для оценки проведённого лечения выполнены общеклинические и специальные методы исследования. Чтобы изучить влияние усовершенствованных ортопедических конструкций, а также предложенную технологию ортопедического лечения, осуществлена оценка функционирования жевательного аппарата. В связи с этим проведён комплексный клинический анализ взаимодействия окклюзии, жевательных мышц и височно-нижнечелюстного сустава у пациентов основной клинической и контрольной групп в течение недели использования протезов, через 1, 3, 6 и 12 месяцев.

У пациентов основной клинической и контрольной групп оценивался характер открывания рта и определялась амплитуда свободных движений нижней челюсти. Характер открывания рта пациентов основной клинической группы в течение недели использования протезов был в пределах нормы и составлял 4.34 ± 0.42 см. У пациентов основной клинической группы при определении амплитуды свободных движений нижней челюсти отсутствовали признаки девиации и дефлексии. При изучении характера открывания рта пациентов контрольной группы выявлялось, что значения были в пределах нормы и составляли 4.27 ± 0.36 см, при исследовании амплитуды свободных движений нижней челюсти отсутствовали признаки девиации и дефлексии. По истечению 1 месяца, значения открывания рта для основной клинической и контрольной групп были 4.35 ± 0.42 см и 4.29 ± 0.37 , соответственно, признаки девиации и дефлексии отсутствовали. Через 3 месяца характер открывания рта пациентов основной клинической группы был также в пределах нормы и составлял 4.36 ± 0.43 см, девиации и дефлексии отсутствовали, для контрольной группы пациентов значения открывания рта были в норме, 4.31 ± 0.38 см, признаки девиации и дефлексии отсутствовали. Через 6 месяцев открывание рта основной клинической и контрольной групп было в пределах нормы и составляло соответственно: 4.39 ± 0.44 см и 4.35 ± 0.37 см. Признаки дефлексии и девиации отсутствовали. При последнем, запланированном в исследовании, клиническом

осмотре через 12 месяцев после изготовления протезов открывание рта пациентов основной клинической и контрольной групп было в пределах нормы и составляло соответственно: 4.44 ± 0.42 см и 4.4 ± 0.41 см.

После проведённого ортопедического лечения, у пациентов основной клинической и контрольной групп была проведена пальпация височно-нижнечелюстного сустава. На протяжении всего исследования, в ходе контрольных осмотров в течение года, у всех пациентов болезненности, суставных шумов, щелчков и хрустов выявлено не было.

На протяжении года, в ходе контрольных осмотров, при пальпации собственно жевательных, височных, наружных и внутренних крыловидных мышц, у всех пациентов основной клинической и контрольной групп боль отсутствовала.

Данные, полученные в ходе исследования демонстрируют отсутствие патологии артрогенного, миогенного и неврогенного происхождения, а также подвывиха и вывиха височно-нижнечелюстного сустава.

Сравнительная оценка размерной точности оцифрованных окончательных протезов и прототипов

После изготовления протезов было проведено сопоставление их всех с прототипами в программе Eхосad (Рисунки 28 и 29).

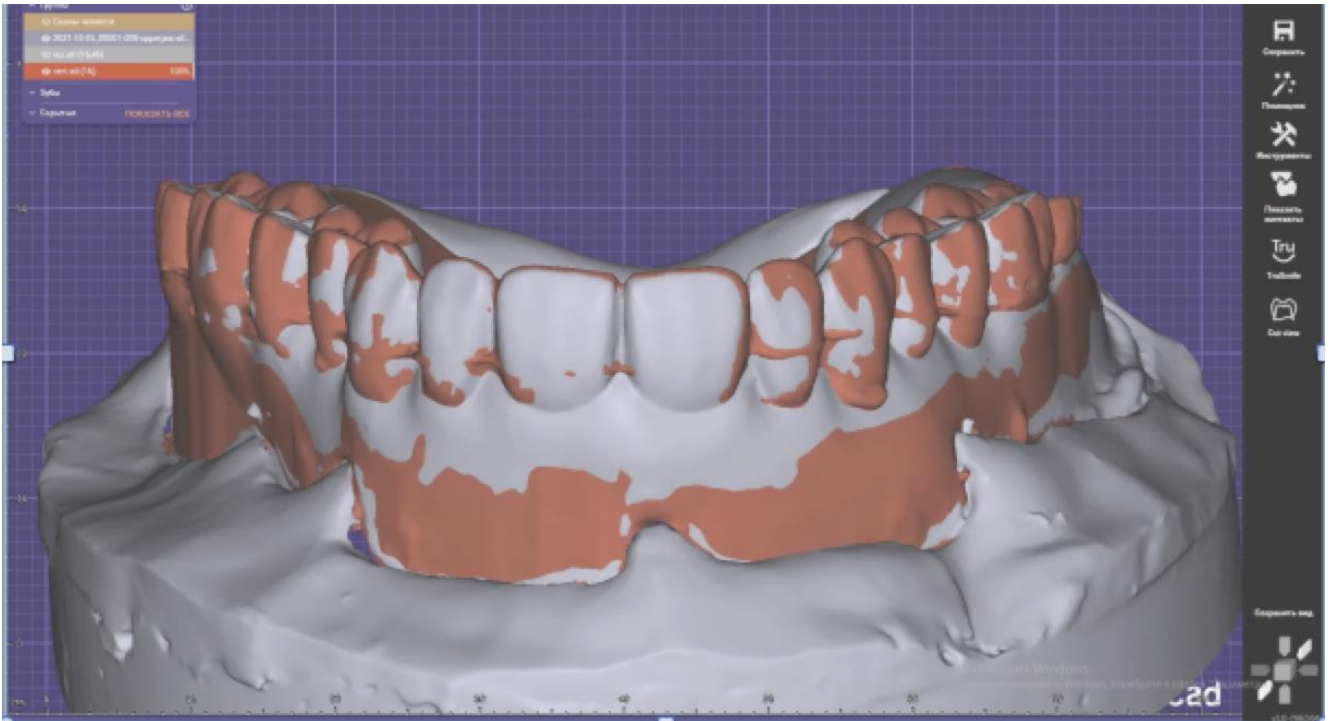


Рисунок 28. Сравнительная оценка размерной точности оцифрованных окончательных протезов и прототипов для основной клинической группы

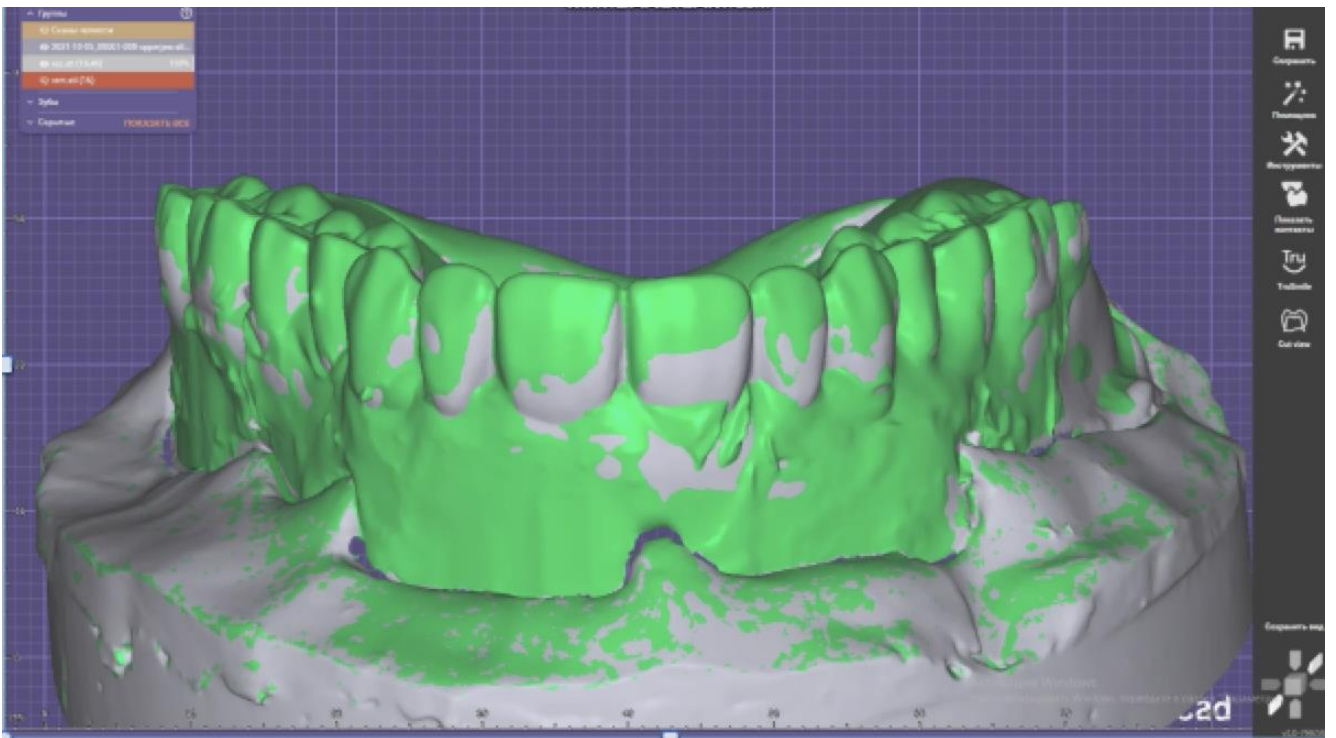


Рисунок 29. Сравнительная оценка размерной точности оцифрованных окончательных протезов и прототипов для контрольной группы

Было исследовано завышение по прикусу по описанному ранее методу, затем вычислялось среднее и среднеквадратическое отклонение по всем полученным протезам, результаты представлены в Таблицах 9 и 10.

Таблица 9 – Сравнительная оценка размерной точности оцифрованных окончательных протезов и прототипов для основной клинической группы верхней и нижней челюстей

Номер пациента	Завышение у протезов в/ч, мкм	Завышение у протезов н/ч, мкм
1	30±3	28±4
2	31±3	29±3
3	31±3	30±4
4	33±3	29±4
5	30±4	31±3
6	29±3	28±3
7	32±3	27±3
8	31±2	28±3
9	28±3	28±4
10	32±4	29±3
11	30±2	28±3
12	29±3	29±4
13	28±3	27±3
14	29±4	28±3
15	31±4	30±4
16	33±3	31±3
17	28±4	28±3
18	29±3	30±3
19	31±3	29±4
20	29±4	28±3

21	30±3	29±4
22	33±3	31±4
23	31±3	30±3
24	31±4	31±3
25	29±4	30±3
26	30±5	29±3
27	32±3	30±4
28	34±3	29±4
29	28±3	27±4
30	30±4	28±3
	Среднее	Среднее
	30±4	29±4

Примечание: н/ч – нижняя челюсть, в.ч. – верхняя челюсть

Таблица 10 – Сравнительная оценка размерной точности оцифрованных окончательных протезов и прототипов для основной клинической группы верхней и нижней челюстей

Номер пациента	Завышение у протезов в/ч, мкм	Завышение у протезов н/ч, мкм
1	226±9	219±7
2	231±10	224±12
3	237±8	230±9
4	223±9	234±14
5	237±11	226±9
6	235±14	224±10
7	236±10	229±11
8	234±13	232±9
9	233±7	228±8
10	241±10	228±9

11	229±8	234±13
12	235±11	238±10
13	240±9	237±8
14	230±8	225±10
15	227±10	231±11
16	235±12	237±8
17	229±13	232±12
18	241±8	234±11
19	236±11	229±10
20	241±9	238±7
21	230±11	239±9
22	239±13	227±8
23	232±11	234±10
24	225±9	237±12
25	219±8	226±13
26	243±9	228±9
27	238±7	231±8
28	233±6	229±7
29	224±8	229±9
30	239±6	231±10
	Среднее	Среднее
	233±11	231±11

Примечание: н/ч – нижняя челюсть, в.ч. – верхняя челюсть

При анализе сопоставления виртуальных прототипов и окончательных протезов для основной клинической группы верхней и нижней челюстей выявлена практически полная их идентичность, среднее завышение для протезов верхней челюсти составляло 30 ± 4 мкм, а для протезов нижней челюсти 29 ± 4 мкм, что в общей концепции лечения не является критичным, за счёт анатомо-

физиологических особенностей слизистых оболочек полости рта. Одновременно с этим для протезов верхней и нижней челюстей контрольной группы пациентов значения были соответственно 233 ± 11 мкм и 231 ± 11 мкм, что по сравнению со значениями протезов для основной клинической группы пациентов, обладают значительными отклонениями от прототипов, что может вызывать дискомфорт у пациентов после непосредственного наложения протезов в полости рта.

Клиническая оценка протезов

Критерии по которым производилась клиническая оценка с количественными значениями представлены в Таблице 11.

Таблица 11 – Клиническая оценка полных съёмных протезов изготовленных для основной клинической и контрольной групп

	Основная группа (30)					Контрольная группа (30)				
	1-я нед.	1-й мес.	3-й мес.	6-й мес.	12-й мес.	1-я нед.	1-й мес.	3-й мес.	6-й мес.	12-й мес.
Наличие жалоб (да/нет)	2/28	0/30	0/30	0/30	0/30	6/24	2/30	0/30	0/30	2/28
Расположение границы базиса протезов (соответствует требованиям/не соответствует требованиям)	30/0	30/0	30/0	30/0	30/0	30/0	30/0	30/0	30/0	30/0
Фиксация протеза, протез функционален (да/нет)	30/0	30/0	30/0	29/1	28/2	30/0	30/0	30/0	28/2	24/6

Починка протеза (проводилась/не проводилась)	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30
Зубные отложения на поверхности протеза (да/нет)	0/30	1/29	1/29	2/28	2/28	0/30	2/28	2/28	5/25	7/23
Рельеф окклюзионной поверхности искусственных зубов (сохранён/умень шение высоты искусственных зубов)	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30	0/30
Перебазировка протезов (да/нет)	0/30	0/30	0/30	1/29	2/28	0/30	0/30	0/30	2/28	6/24

Исходя из полученных данных можно обратить внимание на следующие параметры, в которых происходили изменения, а именно: наличие жалоб, фиксация протеза и нуждаемость в перебазировке, а также зубные отложения на поверхности протезов.

После проведённого лечения пациентов основной клинической и контрольной групп, отмечалось равномерное прилегание краёв полных съёмных зубных протезов к протезным ложам верхних и нижних челюстей. Также отмечена стабильная ретенция базисов съёмных протезов у всех пациентов, на что помимо равномерного прилегания краёв протезов, влияют удовлетворительные клинико-анатомические условия полости рта.

В течение недели использования протезов два пациента из основной клинической и шесть из контрольной групп обратились с жалобами на дискомфорт от ношения одного или двух протезов. Данные проблемы были устранены путём коррекции полных съёмных зубных протезов. В последующие полгода чувство дискомфорта и жалобы у пациентов отсутствовали. Через год, два пациента контрольной группы отмечали неудовлетворительную фиксацию полных съёмных зубных протезов.

Через полгода и год использования протезов, у ряда пациентов обеих групп отмечалась проблема с фиксацией протезов, было принято решение о проведении перебазировки полных съёмных зубных протезов, после чего данные проблемы были устранены.

В ходе диссертационного исследования было изучено наличие зубных отложений на поверхностях протезов. Через месяц у одного пациента основной клинической группы отмечались зубные отложения на поверхностях протеза из-за неудовлетворительной гигиены полости рта. Через 3 месяца у этого же пациента основной клинической группы были обнаружены зубные отложения на поверхности базисов съёмных зубных протезов, через 6 месяцев и 12 месяцев у двух пациентов отмечались зубные отложения на поверхностях базисов протезов, также из-за неудовлетворительной гигиены полости рта. У двух пациентов контрольной группы через месяц отмечались зубные отложения на поверхностях протезов, вследствие неудовлетворительной гигиены полости рта. Через 3 месяца у этих же двух пациентов отмечались зубные отложения на поверхностях базисов протезов. Через 6 и 12 месяцев количество пациентов с зубными отложениями на протезах увеличилось, соответственно, до пяти и семи человек, но стоит отметить, что у трёх из них отмечались зубные отложения на всех поверхностях базисов, а у оставшихся двух и четырёх, соответственно, зубные отложения отмечались в области соединения базиса с зубами, что может быть связано с наличием пористости пластмассы холодной полимеризации в данных местах и быть причиной скопления зубных отложений, что является одним из недостатков самоотверждаемой

пластмассы. Результаты исследования оценки гигиены по Jeganathan et al. представлены в Таблице 12.

Таблица 12 – Индексная оценка гигиены съёмных зубных протезов по Jeganathan et al., у пациентов основной клинической и контрольной групп

Время исследования Оценки	Основная группа (30)					Контрольная группа (30)				
	1-я нед.	1-й мес.	3-й мес.	6-й мес.	12-й мес.	1-я нед.	1-й мес.	3-й мес.	6-й мес.	12-й мес.
0	30	29	29	28	28	30	28	28	25	23
1	0	1	1	1	1	0	2	1	3	4
2	0	0	0	1	1	0	0	1	2	3
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Оценка результатов анкетирования

Для пациентов основной клинической и контрольной групп проводился опрос, с использованием анкеты ОНП-14, до лечения и после лечения, в течение первой недели использования протезов.

Процентное распределение по ответам среди пациентов основной клинической группы до лечения и после лечения, соответственно, представлены в Таблицах 13 и 14.

Таблица 13 – Процентное содержание ответов выбранных до проведённого лечения пациентов основной клинической группы

	вопрос	очень часто(%))	иногда(%))	редко(%))	почти никогда(%))	никогда(%))
Проблемы при приеме пищи	1. Вы потеряли вкус к пище из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	3.3	6.7	23.3	66.7
	2. Испытываете ли Вы болевые ощущения во рту?	10	16.7	33.3	36.7	3.3
	3. Вызывает ли у Вас затруднение прием пищи из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	33.3	46.7	16.7	3.3	0
	4. Питаетесь ли Вы неудовлетворитель но из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	26.7	50	13.3	10	0
	5. Приходится ли Вам прерывать	16.67	36.67	30	10	6.66

	прием пищи из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
Проблемы в общении	6. Испытываете ли Вы неудобства из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	70	20	6.7	3.3	0
	7. Испытываете ли Вы затруднения при произношении слов из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	13.3	16.7	36.7	23.3	10
	8. Чувствуете ли Вы себя стесненным в общении с людьми из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	60	23.3	16.7	0	0
	9. Ставят ли Вас проблемы с зубами, слизистой	60	20	13.3	6.7	0

	оболочкой рта или протезами в неловкое положение?					
	10. Приводят ли Вас проблемы с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами к повышенной раздражительности при общении с людьми?	0	0	23.33	23.33	53.34
	11. Испытываете ли Вы затруднения в обычной работе из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	3.3	3.3	46.7	46.7
Проблемы в повседневной жизни (работе и отдыхе)	12. Мешают ли Вам проблемы с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами отдыхать, расслабиться?	13.3	20	26.7	26.7	13.3
	13. Становится ли Ваша жизнь менее	0	3.3	16.7	16.7	63.3

интересной из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
14. Приходится ли Вам полностью «выпадать из жизни» из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	3.3	16.7	36.7	43.3

Таблица 14 – Процентное содержание ответов выбранных после проведённого лечения пациентов основной клинической группы

	вопрос	очень часто(%)	иногда(%)	редко(%)	почти никогда(%)	никогда(%)
Проблемы при приеме пищи	1. Вы потеряли вкус к пище из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	0	3.3	20	76.7
	2. Испытываете ли Вы болевые ощущения во рту?	0	0	0	16.7	83.3

	3. Вызывает ли у Вас затруднение прием пищи из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	0	3.3	20	76.7
	4. Питаетесь ли Вы неудовлетворительно из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	0	3.3	20	76.7
	5. Приходится ли Вам прерывать прием пищи из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	0	0	3.3	96.7
Проблемы в общении	6. Испытываете ли Вы неудобства из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	0	0	16.7	83.3
	7. Испытываете ли Вы затруднения при произношении	0	0	0	3.3	96.7

слов из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
8. Чувствуете ли Вы себя стесненным в общении с людьми из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	0	0	6.7	93.3
9. Ставят ли Вас проблемы с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами в неловкое положение?	0	0	0	6.7	93.3
10. Приводят ли Вас проблемы с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами к повышенной раздражительности при общении с людьми?	0	0	0	3.3	96.7
11. Испытываете ли	0	0	0	0	100

	Вы затруднения в обычной работе из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
Проблемы в повседневной жизни (работе и отдыхе)	12. Мешают ли Вам проблемы с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами отдыхать, расслабиться?	0	0	0	3.3	96.7
	13. Становится ли Ваша жизнь менее интересной из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	0	0	0	100
	14. Приходится ли Вам полностью «выпадать из жизни» из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?	0	0	0	3.3	96.7

Для оценки эффективности в критериях качества жизни, на основе сравнения значений индекса ОНП-14 до и после лечения определялась величина клинического эффекта (по Cohen, Δ ОНП-14). При сравнении результатов анкет, можно отметить положительную динамику после лечения протезами по предложенной нами технологии, использующей пластмассу горячей полимеризации. Количество негативных ответов и жалоб после лечения значительно меньше, чем до лечения.

Суммарные оценки и распределение их по количеству респондентов основной клинической группы до и после лечения представлены на соответствующих диаграммах (Рисунки 30 и 31).

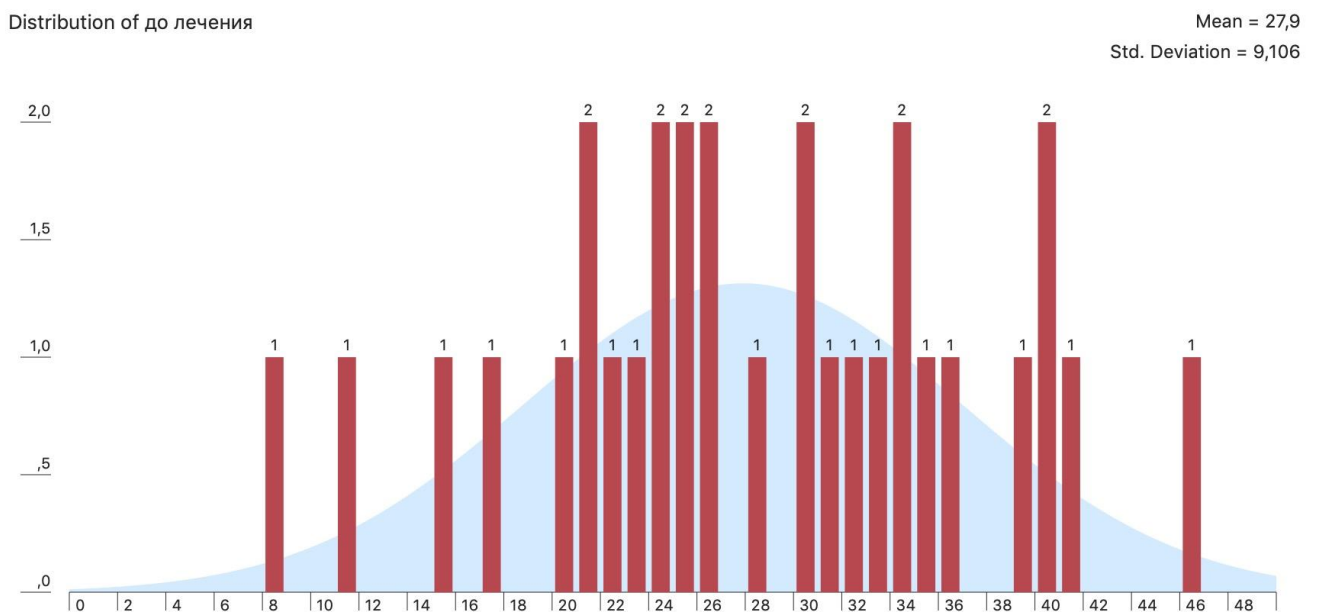


Рисунок 30. Распределение респондентов основной клинической группы по набранным в ходе анкетирования баллам, до лечения

Distribution of после лечения

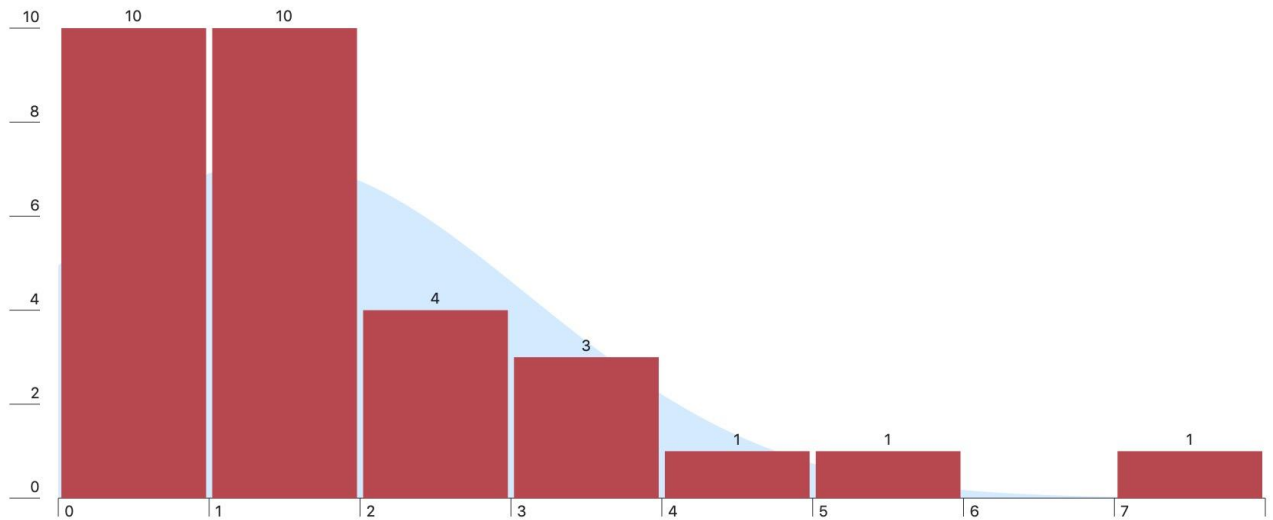
Mean = 1,433
Std. Deviation = 1,675

Рисунок 31. Распределение респондентов основной клинической группы по набранным в ходе анкетирования баллам, после лечения

Итоговые оценки пациентов контрольной группы были также изменены в лучшую сторону. Суммарные оценки и распределение их по количеству респондентов контрольной группы до и после лечения представлены на Рисунке 32.

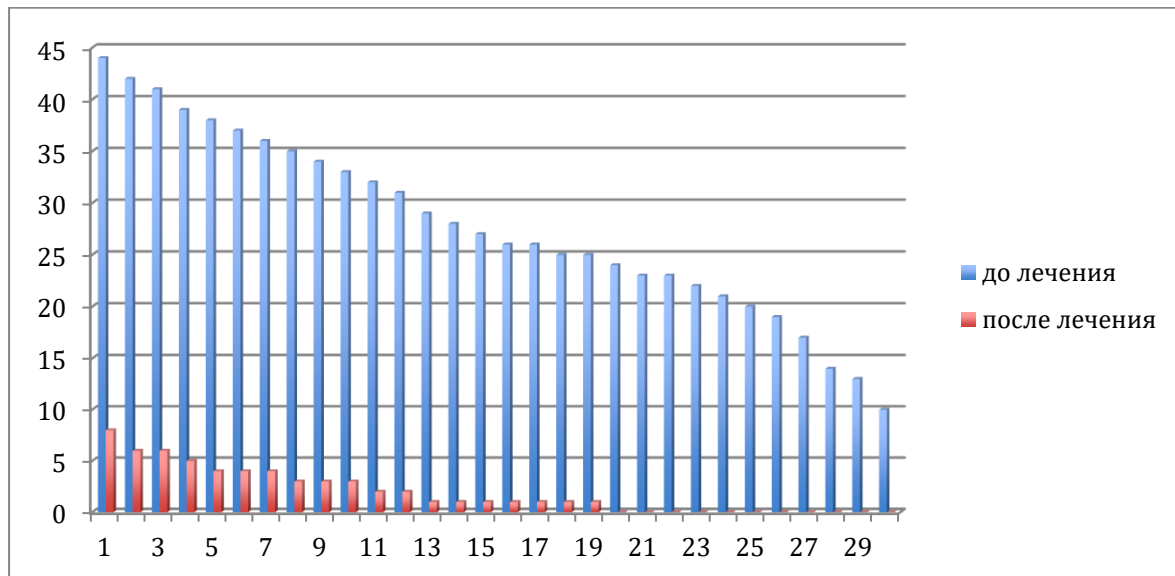


Рисунок 32. Распределение респондентов контрольной группы по набранным в ходе анкетирования баллам, до и после лечения

На примере значений анкеты пациентов основной клинической группы представлены расчёты критериев Уилкоксона и Стьюдента.

Для подсчёта парного критерия Уилкоксона проводились следующие действия:

Первый шаг в подсчете Т-критерия – вычитание каждого индивидуального значения "до" из значения "после" (Таблица 15).

Таблица 15 – Измерение абсолютных значений разности для всех пациентов, до и после лечения

До измерения, t до	После измерения, t после	Разность (t до-t после)	Абсолютное значение разности
46	7	-39	39
41	5	-36	36
40	4	-36	36
40	3	-37	37
39	3	-36	36
36	3	-33	33
35	2	-33	33
34	2	-32	32
34	2	-32	32
33	2	-31	31
32	1	-31	31
31	1	-30	30
30	1	-29	29
30	1	-29	29
28	1	-27	27
26	1	-25	25
26	1	-25	25
25	1	-24	24

25	1	-24	24
24	1	-23	23
24	0	-24	24
23	0	-23	23
22	0	-22	22
21	0	-21	21
21	0	-21	21
20	0	-20	20
17	0	-17	17
15	0	-15	15
11	0	-11	11
8	0	-8	8

Так как в матрице имеются связанные ранги (одинаковый ранговый номер) 1-го ряда, производится их перестроение. Перестроение рангов производится без изменения важности ранга, то есть между ранговыми номерами должны сохраняться соответствующие соотношения (больше, меньше или равно). Перестроение рангов производится в Таблице 16.

Таблица 16 – Перестроение рангов в зависимости от абсолютных значений разности

Номера мест в упорядоченном ряду	Расположение абсолютных значений разности	Новые ранги
1	8	1
2	11	2
3	15	3
4	17	4

5	20	5
6	21	6.5
7	21	6.5
8	22	8
9	23	9.5
10	23	9.5
11	24	12
12	24	12
13	24	12
14	25	14.5
15	25	14.5
16	27	16
17	29	17.5
18	29	17.5
19	30	19
20	31	20.5
21	31	20.5
22	32	22.5
23	32	22.5
24	33	24.5
25	33	24.5
26	36	27
27	36	27
28	36	27
29	37	29
30	39	30

Гипотезы.

H₀: Показатели после проведения опыта меньше значений показателей до

эксперимента.

H1: Показатели после проведения опыта превышают значения показателей до эксперимента.

Окончательный расчёт ранговых номеров и их сумма представлены в Таблице 17.

Таблица 17 – Расчёт ранговых номеров разности

До измерения, t до	После измерения, t после	Разность (t до- t после)	Абсолютное значение разности	Ранговый номер разности
46	7	-39	39	30
41	5	-36	36	27
40	4	-36	36	27
40	3	-37	37	29
39	3	-36	36	27
36	3	-33	33	24.5
35	2	-33	33	24.5
34	2	-32	32	22.5
34	2	-32	32	22.5
33	2	-31	31	20.5
32	1	-31	31	20.5
31	1	-30	30	19
30	1	-29	29	17.5
30	1	-29	29	17.5
28	1	-27	27	16
26	1	-25	25	14.5
26	1	-25	25	14.5
25	1	-24	24	12
25	1	-24	24	12

24	1	-23	23	9.5
24	0	-24	24	12
23	0	-23	23	9.5
22	0	-22	22	8
21	0	-21	21	6.5
21	0	-21	21	6.5
20	0	-20	20	5
17	0	-17	17	4
15	0	-15	15	3
11	0	-11	11	2
8	0	-8	8	1
Сумма				465

Сумма по столбцу рангов равна $\sum=465$

Сумма по столбцу и контрольная сумма равны между собой, значит, ранжирование проведено правильно.

После этого обращается внимание на те направления, которые являются нетипичными, в данном случае – положительными. Сумма рангов этих направлений составляет эмпирическое значение критерия Т:

$$T = \sum R_{t=0}$$

По таблице Приложения находим критические значения для Т-критерия Уилкоксона для $n=30$:

$$T_{кр} = 120 (p \leq 0.01)$$

$$T_{кр} = 151 (p \leq 0.05)$$

Зона значимости в данном случае простирается влево, действительно, если бы "редких", в данном случае отрицательных, направлений не было совсем, то и сумма их рангов равнялась бы нулю.

В данном же случае эмпирическое значение Т попадает в зону значимости: $T_{эмп} < T_{кр} (0.01)$.

Гипотеза Н₀ принимается. Показатели после эксперимента не превышают значения показателей до опыта.

Критерий Стьюдента рассчитывался следующим образом:

Среднее значение признака до эксперимента составляет 27.900 ± 9.106 ($m = \pm 1.663$) Среднее значение признака после эксперимента составляет 1.433 ± 1.675 ($m = \pm 0.306$) Число степеней свободы (f) равно 29. Парный t -критерий Стьюдента равен - 18.804. Критическое значение t -критерия Стьюдента при данном числе степеней свободы составляет 2.045. $t_{\text{набл}} < t_{\text{крит}}$, таким образом ($p < 0.001$).

В результате подсчётов для пациентов основной клинической и контрольной групп t -критерий Стьюдента и Уилкоксона были $p < 0.01$.

По результатам проведённого статистического анализа можем наблюдать, что качество жизни у пациентов основной клинической и контрольной групп, методом лечения у которых были полные съёмные зубные протезы, полученные при помощи цифровых технологий и использующих вертикулятор «Кравеца», достоверно ($p < 0.01$) улучшилось. Для пациентов основной клинической группы $\Delta \text{ОНПР-14} = 3.74$, для пациентов контрольной группы $\Delta \text{ОНПР-14} = 2.65$

Также были подсчитаны показатели клинической эффективности в отдельно взятых категориях анкеты: проблемы при приёме пищи (ППП), проблемы в общении (ПО), проблемы в повседневной жизни (ППЖ).

Полученные результаты представлены в Таблице 18.

Таблица 18 – Средние значения опросов и клинические эффекты до и после лечения основной клинической и контрольной групп

	Основная клиническая группа		Контрольная группа	
	До лечения	После лечения	До лечения	После лечения
μОНПР-14	27.9	1.43	27.8	1.9
ΔОНПР-14	3.74		2.65	
ΔОНПР-14 ППП	2.18		1.61	
ΔОНПР-14 ПО	4.04		3.79	
ΔОНПР-14 ППЖ	4.2		3.04	

ΔΟΝΙΡ-14 ППП, значительное улучшение отмечается в вопросах, связанных с уменьшением болевых ощущений и удобстве при приёме пищи, что может быть связано с прецизионностью получаемых протезов. Оценка вкусовых качеств примерно идентичная и не имеет весомой статистической разницы.

ΔΟΝΙΡ-14 ПО, во всех параметрах пациентами отмечается улучшение оценок, что связано с уменьшением затруднений при произношении звуков и стеснения при контакте с людьми, что может быть связано с наиболее физиологическим расположением протезов в полости рта, в связи с моделированием системой CAD, добивается в процессе САМ и соединением протезов с использованием вертикулятора «Кравеца» и пластмассы горячей полимеризации. Также надёжная фиксация и уменьшение проблем с произношением звуков косвенно может влиять на уменьшение стеснения от наличия протезов при разговоре.

ΔΟΝΙΡ-14 ППЖ, улучшение результатов в этой категории может говорить о хорошем достижении потребностей пациентов, как уже говорилось ранее, достигаемое, за счёт наиболее точного моделирования и изготовления протезов.

Стоит отметить небольшую разницу по изученным параметрам в полученных результатах при сравнении обеих групп, в пользу протезов, использующих для соединения базиса с зубами пластмассу горячей полимеризации. Данный результат может быть связан с более точным получением протезов, которые соответствуют прототипам.

В результате клинического исследования, можно отметить значимое положительное качество, а именно наличие временных протезов, в виде прототипов окончательных протезов, получаемых к третьему посещению пациентом клиники. Таким образом пациент может осуществлять жевательную функцию при употреблении пищи, а также осуществлять удовлетворительную речевую функцию, предотвращая дальнейшую атрофию жевательной мускулатуры, связанную с полной потерей зубов. Отмечается выраженная клиническая эффективность, в связи, с прецизионностью прототипов и окончательных протезов, что оказывает влияние на потребность и объём коррекций, а также улучшению субъективных ощущений, после проводимого лечения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полное отсутствие зубов является патологическим состоянием, которое требует стоматологического вмешательства, в частности ортопедического лечения. В связи с увеличением числа людей пожилого и старческого возраста, полное отсутствие зубов на верхней и нижней челюстях приобретает распространённый характер [25]. Проблема, связанная с полным отсутствием зубов на верхней и нижней челюстях может повлечь за собой проблемы соматического характера, такие как: заболевания желудочно-кишечного тракта, вследствие трудностей в пережёвывании пищи; ухудшение психоэмоционального состояния, вследствие нарушений социального статуса пациентов (дикции и изменения внешнего вида); нарушение слуха; дисфункции височно-нижнечелюстного сустава.

При выборе тактики лечения клиницисты опираются на классификации атрофии беззубых челюстей: Шредера, Келлера и Дойникова. Также была разработана классификация Суппле, оценивающая состояние слизистой оболочки протезного ложа [13, 26].

В своей основе лечение направлено на: восстановление функциональной способности зубочелюстной системы; предотвращение развития патологических процессов и осложнений полного отсутствия зубов; нивелирование психоэмоциональных и социальных проблем полного отсутствия зубов; улучшение параметров качества жизни.

Решения проблем отсутствия зубов осуществляются путём изготовления полных съёмных зубных протезов или установкой имплантатов с последующим изготовлением ортопедических конструкций [16].

Возможно изготовление полных съёмных зубных протезов аналоговым способом, использующим традиционные технологии и современным способом, использующим цифровые технологии, субтрактивные или аддитивные [1]. Существующий целый ряд недостатков аналоговых методов изготовления съёмных протезов, среди которых цитотоксичность и развитие возможных аллергических реакций, связанных с наличием остаточного мономера на поверхности базиса [115,

137], а также возможная неточность позиционирования зубов при постановке зубов и образующиеся излишки пластмассы в области базиса протеза, в ходе полимеризации пластмассы, требующие увеличения объёма обработки протеза после изготовления [61]. Некоторые из описанных недостатков нивелируются в процессе получения съёмных протезов методами компьютерного проектирования и производства. Основными преимуществами цифровых методов изготовления являются сокращение клинических этапов, хранение информации в базе данных программ, связанной с проектированием протезов, а также улучшение физико-механических свойств получаемых протезов [39, 50, 120, 126]

Во множестве научных работ описаны различные протоколы различных систем, позволяющие изготавливать полные съёмные зубные протезы, в течение от двух до четырёх посещений. Такими системами являются: Ivoclar Vivadent, AvaDent, Whole You Nexteeth, Baltic Denture System. Но у описанных выше систем, выявляется ряд недостатков среди которых отсутствие чётких протоколов соединения базиса протеза с зубами, а также возникающие неточности, получаемых окончательных протезов. [122, 125].

Целью диссертационного исследования являлось повышение эффективности лечения пациентов с полным отсутствием зубов с использованием полных съёмных протезов, изготовленных методом прототипирования и фрезерования.

Для достижения поставленной цели в рамках диссертационного исследования, необходимым условием являлось решение задач, основной из которых была – разработка способа изготовления полных съёмных зубных протезов с использованием компьютерных технологий.

Согласно разработанному дизайну диссертационного исследования работа проводилась в 4 этапа.

На первом этапе, для решения поставленных задач исследования был произведён анализ информационных источников в международных и отечественных научных базах: PubMed, eLibrary, Google Scholar и базе патентов на сайте Федерального института промышленной собственности, за последние 10 лет с 2013 по 2023 гг. Ключевыми словами запроса были: цифровая стоматология, полные

съёмные зубные протезы, CAD/CAM изготовление, фрезерование, digital dentistry, complete removable dentures, CAD/CAM manufacturing, milling. По результатам поиска было проанализировано 146 публикаций, из них 139 международных и 7 отечественных. При уточнении запроса «CAD/CAM изготовление полных съёмных зубных протезов» количество источников сократилось до 76, анализ которых определил необходимость в создании способа изготовления съёмных зубных протезов, включающего использование цифровых технологий. По результатам проведённого анализа источников литературы был выделен ряд проблем, среди которых были: равномерное позиционирование зубов относительно друг друга в базисе протеза, а также сложности с точным монокристаллическим соединением зубов и базиса при помощи пластмассы горячей полимеризации [93]. В результате было изучено изобретение «Устройство для изготовления зубных протезов» [20], которое послужило основанием к разработке способа изготовления съёмных протезов.

Второй этап работы характеризовался цифровым моделированием и изготовлением прототипа съёмного зубного протеза при полном отсутствии зубов, а затем точным его воспроизведением на основе полимерного протеза с использованием технологий компьютерного производства. Результатом указанной разработки явилось получение патента №2721891 на изобретение «Способ изготовления съёмных зубных протезов».

На третьем этапе работы для подтверждения эффективности предложенного метода изготовления съёмных зубных протезов было проведено исследование соединения базиса с зубами при помощи метода профилометрии и микроскопии.

Завершающий этап диссертационного исследования заключался в подтверждении клинической эффективности предложенного способа изготовления съёмных зубных протезов.

Для проведения лабораторных исследований было изготовлено 10 образцов фрезерованных полных съёмных зубных протезов, базис и зубные ряды которых соединялись с использованием вертикулятора «Кравеца». У пяти протезов зубы и базис были соединены при помощи пластмассы холодной полимеризации, для других пяти образцов соединение осуществлялось при помощи пластмассы горячей

полимеризации. Затем производилось распиливание каждого протеза на 6 сегментов, сегментов по середине фронтальной оси вертикально на 2 части. После этого в рабочем поле профилометра S Neox на уровне каждого зуба в сегменте изучалась толщина связующего слоя между базисом и зубом. На каждом блоке зуб-базис был снят профиль поверхности с увеличением $\times 20$ в трех участках, на каждом из снимков толщина слоя измерялась в 4 местах. Размер видимого поля 850×710 мкм. В результате изучения всех образцов, использующих пластмассу холодной полимеризации отмечалась толщина соединения 273 ± 25 мкм, что учитывая наклон зубов в базисе протеза является наглядным доказательством равномерности соединения. Среди образцов, использующих пластмассу горячей полимеризации отмечалось равномерное отсутствие наблюдаемого соединения на всём протяжении, за исключением одного образца в области зубов 1.6, 1.7. В результате подсчёта средняя толщина соединения в области этих зубов составляла 80 ± 4 мкм.

Также была отсканирована область соединения для образцов обеих групп, изучалось наличие пористости при увеличении $\times 150$. Равномерно на всём протяжении всех образцов обеих изучаемых групп не наблюдалось наличие видимой пористости, что говорит об эффективности «Способа изготовления съёмных протезов».

Соединение базиса с зубными рядами осуществлялось равномерно на всём протяжении пластмассами холодной и горячей полимеризаций, получена равномерная беспористая структура соединения за счёт эффективного равномерного распределения оптимального количества материала под давлением.

Проведённые исследования, позволили рекомендовать «Способ изготовления съёмных протезов» к клиническому исследованию с целью лечения пациентов.

Для оценки качества жизни стоматологических пациентов, леченых по предложенному способу, было проведено стоматологическое обследование 72 пациентов с полным отсутствием зубов на верхней и нижней челюстях. Пациентам было предложено подписать информированное добровольное согласие с предварительным разъяснением плана лечения и проводимых исследований. Согласно критериям включения, не включения и исключения, в исследования было

включено 60 человек, которые случайно были распределены на 2 равные клинические группы по 30 человек.

Для основной клинической группы было проведено лечение при помощи разработанного способа, с использованием пластмассы горячей полимеризации для соединения базиса и зубных рядов в вертикуляторе «Кравеца».

Для контрольной группы было проведено лечение при помощи разработанного способа, но с использованием пластмассы холодной полимеризации для соединения базиса и зубных рядов в вертикуляторе «Кравеца».

В клиническое исследование были включены основные и дополнительные методы, подтверждающие эффективность предложенного способа лечения пациентов с полным отсутствием зубов. Были проведены осмотр и пальпация. Клиническая оценка протезов заключалась в: оценке гигиены протезов, фиксации протезов, нуждаемости в починке и перебазировке и изменении границ расположения базисов протезов.

В исследуемых группах осуществлялась оценка эффективности усовершенствованного способа ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов был проведён клинический анализ жевательного аппарата до и после лечения.

Оценивался характер открывания рта и определялась амплитуда свободных движений нижней челюсти после лечения, в первую неделю использования протезов, а также через 1, 3, 6 и 12 месяца. Характер открывания рта пациентов основной клинической группы в первую неделю использования протезов был в пределах нормы и составлял 4.34 ± 0.42 см, у пациентов контрольной группы составлял 4.27 ± 0.36 см, через год результаты были соответственно 4.44 ± 0.42 см и 4.4 ± 0.41 см. У пациентов обеих групп при определении амплитуды свободных движений нижней челюсти признаки девиации и дефлексии отсутствовали на протяжении всего исследования.

После проведённого ортопедического лечения, у пациентов обеих групп при пальпации височно-нижнечелюстного сустава болезненности, суставных шумов, щелчков и хрустов выявлено не было на протяжении всего исследования.

Пальпация собственно жевательных, височных, наружных и внутренних крыловидных мышц определила, что у всех пациентов обеих групп болезненности и дискомфорта не было на протяжении всего исследования.

У пациентов обеих групп проводилась сравнительная оценка размерной точности оцифрованных окончательных протезов и прототипов. При анализе сопоставления виртуальных прототипов и окончательных протезов верхней и нижней челюстей, у пациентов основной клинической группы среднее завышение для протезов верхней челюсти составляло 30 ± 4 мкм, а для протезов нижней челюсти 29 ± 4 мкм, что в концепции лечения не являлось критичным, за счёт анатомо-физиологических особенностей слизистых оболочек полости рта. У пациентов контрольной группы значения завышения были значительно выше, для верхней челюсти 233 ± 11 мкм и для нижней челюсти 231 ± 11 мкм, что могло вызывать дискомфорт из-за неравномерности, а также увеличения по высоте протезов, что приводит к увеличению нагрузки на протезное ложе.

У всех пациентов на протяжении года отмечалось равномерное прилегание краёв полных съёмных зубных протезов к протезным ложам верхних и нижних челюстей.

После лечения, в течение года, для всех пациентов оценивалось наличие или отсутствие фиксации полных съёмных зубных протезов в полости рта. У всех пациентов, участвующих в исследовании, отмечена стабильная ретенция и фиксация базисов съёмных протезов в течение первых трёх месяцев, чему способствовало равномерное прилегание краёв базиса, а также удовлетворительные клинико-анатомические условия полости рта. В ходе исследования, у пациентов основной клинической группы через полгода и год было выявлено нарушение фиксации протезов, соответственно, у одного и двух пациентов. Среди пациентов контрольной группы через полгода и год было выявлено нарушение фиксации протезов, соответственно у двух и шести человек. После проведённой процедуры перебазировки базисов протезов, проблемы с нарушением фиксации были устранены.

После наложения окончательных протезов проводилась оценка в нуждаемости коррекций. В течение недели использования протезов два пациента основной клинической группы обратились с жалобами на дискомфорт при ношении протезов. У одного из пациентов дискомфорт отмечался на верхней челюсти, у другого на нижней челюсти, вероятнее всего на это влияла выраженная атрофия и податливость слизистой оболочки полости рта пациентов. У пациентов контрольной группы, шесть человек отмечали дискомфорт при ношении протезов. Проблемы дискомфорта при ношении протезов были устранены путём коррекции полных съёмных зубных протезов, у всех пациентов.

Оценка качества жизни пациентов основной и контрольной клинических групп проводилось посредством опроса по вопросам анкеты ОНIP до лечения и в течение первой недели использования протезов и озвучивания рекомендаций по эксплуатации и уходу.

Для оценки эффективности в критериях качества жизни, на основе сравнения значений индекса ОНIP-14 до и после лечения определялась величина клинического эффекта по формуле $\Delta\text{ОНIP-14} = (M1 - M2) / (m1 \times \sqrt{n})$. При сравнении результатов анкет, отмечалась положительная динамика после проводимого лечения у пациентов основной клинической и контрольной групп. До лечения у пациентов основной клинической группы средний балл составлял 27.9, после лечения 1.43, средний балл у пациентов контрольной группы до лечения был 27.8, после лечения 1.9. Количество негативных ответов и жалоб в обеих группах после лечения уменьшилось, по сравнению с результатами до лечения. Результаты проведённого статистического анализа выявили, что качество жизни у пациентов, методом лечения у которых были полные съёмные зубные протезы, полученные при помощи цифровых технологий и использующих вертикулятор «Кравеца» достоверно ($p < 0.01$) выше. У пациентов основной клинической группы $\Delta\text{ОНIP-14} = 3.74$, у пациентов контрольной группы $\Delta\text{ОНIP-14} = 2.65$. Были подсчитаны показатели клинической эффективности в категориях анкеты: проблемы при приёме пищи (ППП), проблемы в общении (ПО), проблемы в повседневной жизни (ППЖ). У основной клинической группы $\Delta\text{ОНIP-14}$ ППП = 2.18, у пациентов контрольной

группы ΔОНП-14 ППП 1.61, отмечалось значительное улучшение в вопросах, связанных с уменьшением болевых ощущений и удобстве при приёме пищи. Значительное улучшение вкусовых качеств не наблюдалось и не имело весомой статистической разницы. У пациентов основной клинической группы ΔОНП-14 ПО = 4.04, у пациентов контрольной группы ΔОНП-14 ПО = 3.79, по всем вопросам было улучшение оценок, что связано с уменьшением затруднений при произношении звуков и отсутствия стеснения при контакте с людьми. У пациентов основной клинической группы ΔОНП-14 ППЖ = 4.2, у пациентов контрольной группы ΔОНП-14 ППЖ = 3.04, улучшение результатов подтверждается достижением физиологических потребностей пациентов, за счёт точного моделирования и качественных материалов, используемых при изготовлении протезов.

Таким образом в данной работе предложен способ изготовления полных съёмных зубных протезов. Посредством объективных и субъективных показателей, лабораторно и клинически обоснована эффективность использования разработанного способа, дающая положительные результаты и не исключающая использование данной технологии в практике. Данный способ позволяет получать точные, равномерно соединённые, беспористые конструкции, позволяющие достигать высоких клинических результатов, тем самым повышая прогнозируемость проводимого лечения.

ВЫВОДЫ

1. Выявлены недочёты и недостатки существующих методов изготовления съёмных зубных протезов, а также исследованы возможные пути их решения. Основополагающими проблемами являются: отсутствие равномерного соединения фрезерованных базисов и зубных рядов, а также отсутствие точности окончательных протезов относительно прототипов.

2. Разработан способ, позволяющий изготавливать полные съёмные зубные протезы с применением пластмассы горячей полимеризации с использованием вертикулятора.

3. Изготовление полных съёмных зубных протезов по предложенному способу позволяет достигать равномерного беспористого адгезивного слоя между базисом и зубами с погрешностью 4 микрон.

4. Разработанный способ изготовления полных съёмных зубных протезов значительно больше повышает качество жизни стоматологических пациентов ($\Delta\text{ОНIP-14} = 3.74$), по сравнению со способом, использующим пластмассу холодной полимеризации ($\Delta\text{ОНIP-14} = 2.65$). По прошествии года ношения протезов, оценка гигиены полных съёмных зубных протезов продемонстрировала результаты лучше у основной клинической группы, у 2 пациентов отмечены зубные отложения на протезах, чем у контрольной группы, у 7 пациентов отмечены зубные отложения на протезах.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для прецизионного соединения базиса съёмных зубных конструкций с зубами рекомендован метод горячей полимеризации пластмассы с использованием вертикулятора «Кравеца».
2. Рекомендовано использование разработанного способа для изготовления полных съёмных зубных протезов, идентичных согласованным прототипам.
3. Для повышения качества жизни стоматологических пациентов с полным отсутствием зубов рекомендовано изготовление ортопедических конструкций по предложенной технологии.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

CAD/CAM – автоматизированное проектирование/автоматизированное производство

SLA – стереолитография

DLP – цифровая обработка света

CDLP – длительная цифровая обработка света

FDM – моделирование методом наплавления

SLS – селективное лазерное спекание

DMLS – прямое лазерное спекание металла

EBM – электронно-лучевое плавление

MJF – многоструйное сплавление

MJ – струйное изготовление материалов

NPJ – струйная нанопечать

DOD – капля по требованию

VJ – впрыскивание связующего компонента

EBAM – электронно-лучевое аддитивное производство

LOM – производство ламинированных предметов

LENS – лазерное формирование сетки

PMMA – полиметилметакрилат

UDMA – уретандиметакрилат

ISO – международная организация по стандартизации

ДМПТ – N,N-Диметил-п-толуидин

БисЭма – этоксилированный бисфенол А-диметакрилат

БисГма – бисфенол А-глицидил метакрилат

ТЭГДМА – диметакрилат триэтиленгликоля

КТ – компьютерная томография

КЛКТ – конусно-лучевая компьютерная томография

МРТ – магнитно-резонансная томография

ЦС – центральное соотношение

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Апресян С. В. Комплексное цифровое планирование стоматологического лечения. Издательство "Мозартика", Москва 2020, 398 стр.
2. Аствацатрян Л. Э., Гажва С. И. Современные Аспекты Использования 3D-Технологий В Изготовлении Съёмных Зубных Протезов // Современные проблемы науки и образования. – 2017. – № 5 – 194 стр.
3. Баркан И.Ю., Стафеев А.А., Репин В.С. Особенности адаптации лиц к полным съёмным протезам в аспекте оценки психоэмоционального статуса. Стоматология. 2015;94(5):44-47. doi: 10.17116/stomat201594544-47
4. Гаврилов Е. И. Ортопедическая стоматология: учебник / Е. И. Гаврилов, А. С. Щербаков. М.: Медицина, 1984. 544 с.
5. ГОСТ Р 52600.2-2008 Протокол ведения больных. Полное отсутствие зубов (полная вторичная адентия) / ГОСТ Р от 18 декабря 2008 г.
6. Дапприх Ю., Ойдтманн Э. Протезирование при полной адентии : клинические и зуботехнические этапы изготовления съёмных полных протезов по модифицированному методу Лауритцена / Юрген Дапприх, Эрнст Ойдтманн ; [пер. Борис Яблоновский]. - Москва [и др.] : Азбука, 2007. - 180 с. : ил.; 29 см.; ISBN 978-5-91443-002-0
7. Джонсон Т., Дж. Вуд Д. Методики изготовления полных съёмных протезов. 136 с., 2013.
8. Доусон П. Е. Функциональная окклюзия: от височно-нижнечелюстного сустава до планирования улыбки / Питер Е. Доусон; пер с англ. Под ред. Д. Б. Конева.— М.: Практическая медицина, 2016.— 590
9. Жулёв Е.Н. Ортопедическая стоматология: Учебник. — М.: ООО «Издательство «Медицинское информационное агентство», 2012. — 824 с.
10. Загорский В.А. Протезирование при полной адентии: Руководство для врачей – М.: Медицина, 2008. – 376 с.
11. Зленко М.А., Попович А.А., Мутылина И.Н. Аддитивные технологии в машиностроении. - Санкт-Петербург: Издательство политехнического

университета. - 2013. – С. 87 - 96. – 222 с.

12. Калинина Н.В., Загорский В.А. Протезирование при полной потере зубов. — М.: Медицина, 1990. — 224 с.
13. Копейкин В. Н., Бушан М. Г., Воронов А. И. и др. Руководство по ортопедической стоматологии. – М. – 1993. 495 с.
14. Копейкин В.Н. Ошибки в ортопедической стоматологии. — М., 1986. 176с.
15. Копейкин В.Н., Миргазизов М.З. Ортопедическая стоматология: Учебник — Изд. 2-е доп. — М.: Медицина, 2001 — 624 с.
16. Лебеденко И. Ю., Арутюнов С. Д., Ряховский А. Н. Ортопедическая стоматология. Национальное руководство. – М.: ГЭОТАР – МЕДИА, 2016 – 824 с.: ил.
17. Лебеденко, И. Ю. Ортопедическая стоматология : учебник / под ред. И. Ю. Лебеденко, Э. С. Каливрадзияна. - Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2014. - 640 с. - ISBN 978-5-9704-2779-8.
18. Манфредини Д. (2013). Височно-нижнечелюстные расстройства: Современные концепции диагностики и лечения [Current Concepts on Temporomandibular Disorders]. Moscow: dental-azbuka, 500.
19. Мушеев И.У., Олесова В.Н., Фрамович О.З. Практическая дентальная имплантология – М.: Парадиз, 2000. – 266 с.
20. Патент 2722458. Российская Федерация, МПК А61С13/00. Устройство для изготовления зубных протезов: № 2020107773, заявл. 20.02.2020: опубл. 01.06.2020 Бюл. №16 / Апресян С. В., Кравец П. Л.
21. Патент РФ № 2400179 от 06.07.2009. Способ изготовления полного съёмного протеза с помощью виртуального моделирования. Ряховский А.Н., Полякова М.В. Бюл.2010, №27.
22. Патон Б. Е., Тригуб Н. П., Ахонин С. В. Электронно-лучевая плавка тугоплавких и высокорекреакционных металлов.. — Киев: Наук. думка, 2008. — 312 с.
23. Слюсар В. Фаббер-технологии. Новое средство трехмерного моделирования. Журнал "Электроника: наука, технология, бизнес" - 2003. - № 5, с. 54 - 60.

(2003).

24. Хватова В.А. Диагностика и лечение нарушений функциональной окклюзии: Руководство. — Н. Новгород: Изд-во НГМА, 1996. — 276 с.
25. Шабалин В. Н. Основные закономерности старения организма человека. Здравоохранение Российской Федерации. 2009 (2): 13-7.
26. Щербаков А. С., Гаврилов Е. И., Трезубов В. Н., и др. Ортопедическая стоматология. Учебник. СПб.: «Фолиант», 1999. — 512 с. ISBN 5-56581-014-6
27. Ahmad I., Al-Harbi F. 3D Printing in Dentistry 2019/2020. 1st Edition 2019., 256 p.
28. Akin H., Tugut F., Polat Z. A. (2014) In Vitro Comparison of the Cytotoxicity and Water Sorption of Two Different Denture Base Systems. Journal of Prosthodontics. doi: 10.1111/jopr.12162
29. Al-Dwairi Z. N., Tahboub K. Y., Baba N. Z., et al. (2018). A Comparison of the Flexural and Impact Strengths and Flexural Modulus of CAD/CAM and Conventional Heat-Cured Polymethyl Methacrylate (PMMA). Journal of Prosthodontics. doi:10.1111/jopr.12926
30. Al-Mulla M. A. S., Huggett R., Brooks S. C., et al. (1988) Some physical and mechanical properties of a visible light-activated material. Dental Materials, 4(4), pp. 197-200. 10.1016/s0109-5641(88)80064-2
31. Alharbi N., Osman R., Wismeijer D. Effect of build direction on the mechanical properties of 3D printed complete coverage interim dental restorations. J Prosthet Dent. 2016;155:760-767.
32. Ali I. L., Yunus N., Abu-Hassan M. I. (2008) Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. Journal of Prosthodontics, 17(7), pp. 545-549. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00357.x
33. Anadioti E., Musharbash L., Blatz M. B., et al. 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review. BMC Oral Health. 2020 Nov 27;20(1):343. doi: 10.1186/s12903-020-01328-8.
34. Anusavice K., Shen C., Rawls H. R. (eds.) Phillips' Science of Dental Materials. 12th Edition St. Louis, Mo.: Elsevier/Saunders, 2013, 571 стр., ISBN: 9781437724189

35. Arima T., Murata H., Hamada T. (1995) Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(1), pp. 55-59. doi: 10.1016/s0022-3913(05)80273-2
36. Att W., Witkowski S., Strub J. *Digital Workflow in Reconstructive Dentistry*. Quintessence Publishing., 2019 - Dental informatics – 327 p.
37. Bai Y., Williams C. B. (2018). The effect of inkjetted nanoparticles on metal part properties in binder jetting additive manufacturing. *Nanotechnology*, 29(39), 395706. doi:10.1088/1361-6528/aad0bb
38. Bayraktar G., Guvener B., Bural C., et al. (2006) Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 76(2), pp. 340-345. doi: 10.1002/jbm.b.30377
39. Bonnet G., Batisse C., Bessadet M., et al. (2017). A new digital denture procedure: a first practitioners appraisal. *BMC Oral Health*, 17(1). doi:10.1186/s12903-017-0440-z
40. BSI (2013) BS EN ISO 20795-1:2013 - Dentistry. Base polymers. Denture base polymers. BSI standards limited 2013.
41. Chen H., Li H., Zhao Y., et al. (2019). Adaptation of removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.doi:10.1016/j.prosdent.2018.11.010
42. Chen H., Yang X., Chen L., et al. (2016). Application of FDM three-dimensional printing technology in the digital manufacture of custom edentulous mandible trays. *Scientific Reports*, 6(1).doi:10.1038/srep19207
43. Cheng Y.-L., Huang K.-C. (2020). Preparation and Characterization of Color Photocurable Resins for Full-Color Material Jetting Additive Manufacturing. *Polymers*, 12(3), 650. doi:10.3390/polym12030650
44. Choi J. J. E., Uy C. E., Plaksina P., et al. (2019). Bond Strength of Denture Teeth to Heat- Cured, CAD- CAM and 3D Printed Denture Acrylics. *Journal of Prosthodontics*.doi:10.1111/jopr.13125

45. Cilingir A., Bilhan H., Geckili O., et al. (2013) In vitro comparison of two different materials for the repair of urethan dimethacrylate denture bases. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(4), pp. 396-401. doi: 10.4047/jap.2013.5.4.396
46. Clements J. L., Tantbirojn D., Versluis A., et al. Do denture processing techniques affect the mechanical properties of denture teeth? *J Prosthet Dent*. 2018 Aug;120(2):246-251. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.10.025. Epub 2018 Mar 15.
47. Craig R. G., Powers J. M., Wataha J. C. (eds.) *Dental materials: properties and manipulation*. 8th ed edn. St. Louis, Mo.: Mosby, ©2004. 348 ctp. ISBN: 032302520X
48. Cronstrom R., Rene N., Owall B., et al. The Swedish patient insurance scheme and guarantee insurance for prosthodontic treatment // *International Dental Journal*. — 1992. — Vol.42. — P. 113—118.
49. Dawood A., Marti B. M., Sauret-Jackson V., et al. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529. doi:10.1038/sj.bdj.2015.914
50. De Mendonça A. F., Furtado de Mendonça M., White G. S., et al. (2016). Total CAD/CAM Supported Method for Manufacturing Removable Complete Dentures. *Case Reports in Dentistry*, 2016, 1–5. doi:10.1155/2016/1259581
51. Dean D., Wallace J., Siblani A., et al. (2012). Continuous digital light processing (cDLP): Highly accurate additive manufacturing of tissue engineered bone scaffolds. *Virtual and Physical Prototyping*, 7(1), 13–24. doi:10.1080/17452759.2012.673152
52. Dendukuri D., Pregibon D. C., Collins J., et al. (2006). Continuous-flow lithography for high-throughput microparticle synthesis. *Nature Materials*, 5(5), 365–369. doi:10.1038/nmat1617
53. Deng K., Wang Y., Zhou Y., et al. (2019). Functionally suitable digital removable complete dentures: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2019.05.024
54. Dhuru V. B. (ed.) (2005) *Contemporary Dental Materials*. first edition edn. India: Oxford University Press, New Delhi. ctp. 248, ISBN: 0195665090
55. Diaz-Arnold A. M., Vargas M. A., Shaul K. L., et al. (2008) Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(1), pp. 47-51.

doi: 10.1016/S0022-3913(08)60136-5

56. Dimitrova M., Corsalini M., Kazakova R., et al. Comparison between Conventional PMMA and 3D Printed Resins for Denture Bases: A Narrative Review. *J. Compos. Sci.* 2022, 6, 87. <https://doi.org/10.3390/jcs6030087>
57. Farina A. P., Cecchin D., Soares R. G., et al. (2012) Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontology*, 29(2), pp. e155-e160. doi: 10.1111/j.1741-2358.2010.00435.x.
58. Ferracane J. L. (1995) *Materials in dentistry: principles and applications*. Philadelphia: J.B. Lippincott. 360 ctp. ISBN: 0397549555
59. Giunta J. L., Grauer I., Zablotsky N. (1979). Allergic contact stomatitis caused by acrylic resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 42(2), 188–190. doi:10.1016/0022-3913(79)90173-2
60. Goodacre B. J., Goodacre C. J., Baba N. Z. Using intraoral scanning to capture complete denture impressions, tooth positions, and centric relation records. *Int J Prosthodont*. 2018;31:377–81. doi: 10.11607/ijp.5741
61. Goodacre B. J., Goodacre C. J., Baba N. Z., et al. (2018). Comparison of denture tooth movement between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 108–115. doi:10.1016/j.prosdent.2017.02.009
62. Goodacre C. J., Garbacea A., Naylor W. P., et al. (2012). CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(1), 34–46. doi:10.1016/s0022-3913(12)60015-8
63. Gosset W. S. (1908). "The probable error of a mean" (PDF). *Biometrika*. 6 (1): 1–25. doi:10.1093/biomet/6.1.1.
64. Graf D., Burchard S., Crespo J., et al. Influence of Al₂ O₃ Nanoparticle Addition on a UV Cured Polyacrylate for 3D Inkjet Printing. *Polymers (Basel)*. 2019 Apr 6;11(4):633. doi: 10.3390/polym11040633.
65. Han W., Li Y., Zhang Y., et al. (2017). Design and fabrication of complete dentures

using CAD/CAM technology. *Medicine*, 96(1), e5435. doi:10.1097/md.0000000000005435

66. Harrison A., Huggett R. (1992) Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *Journal of Dentistry*, 20(6), pp. 370- 374. doi: 10.1016/0300-5712(92)90031-7
67. Hassan B., Greven M., Wismeijer D. (2017). Integrating 3D facial scanning in a digital workflow to CAD/CAM design and fabricate complete dentures for immediate total mouth rehabilitation. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(5), 381. doi:10.4047/jap.2017.9.5.381
68. Hirayama H. (2019). Digital Removable Complete Denture (DRCD). *Digital Restorative Dentistry*, 115–136. doi:10.1007/978-3-030-15974-0_6
69. Hong G., Murata H., Li Y., et al. (2009) Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), pp. 205-213. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60032-9
70. Jagger D. C., Harrison A., Jandt K. D. (1999) The reinforcement of dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(3), pp. 185-194. doi: 10.1046/j.1365-2842.1999.00375.x
71. Janeva N. M., Kovacevska G., Elencevski S., et al. (2018). Advantages of CAD/CAM versus Conventional Complete Dentures - A Review. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6. doi:10.3889/oamjms.2018.308
72. John J., Gangadhar S. A., Shah I. (2001) Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(4), pp. 424-427. doi: 10.1067/mpr.2001.118564
73. Johnson T., Patrick D. G., Stokes C. W., et al. (2015) *Basics of Dental Technology: A Step by Step Approach*. 2nd Edition Wiley-Blackwell. 200 стр., ISBN: 1118886216
74. Jung S., Park C., Yang H.-S., et al. (2019). Comparison of different impression techniques for edentulous jaws using three-dimensional analysis. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(3), 179. doi:10.4047/jap.2019.11.3.179
75. Kalberer N., Mehl A., Schimmel M., et al. (2019). CAD-CAM milled versus rapidly

- prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.doi:10.1016/j.prosdent.2018.09.001
76. Kane B., Shah K. C. In Vitro Analysis of Shear Stress: CAD Milled vs Printed Denture Base Resins with Bonded Denture Tooth. *J Prosthodont*. 2022; 1–9. doi: 10.1111/jopr.13552
77. Kanie T., Arikawa H., Fujii K., et al. (2004) Physical and mechanical properties of PMMA resins containing γ -methacryloxypropyltrimethoxysilane. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(2), pp. 166-171. doi: 10.1111/j.1365-2842.2004.01043.x
78. Katsumata Y., Hojo S., Ino S., et al. Mechanical characterization of a flexible nylon denture base materials. *Bull Kanagawa Dent Col* 2007; 35: 177-182.
79. Keller J. C., Lautenschalger E. P. (1985) Porosity reduction and its associated effect on the diametral tensile strength of activated acrylic resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 53(3), pp. 374-379. doi: 10.1016/0022-3913(85)90516-5
80. Kenyon R.W. (1996). *Chemistry and Technology of Printing and Imaging Systems*. Glasgow, UK: Blackie Academic & Professional, Chapman & Hall. p. 113. ISBN 0 7514 0238 9.
81. Kim D. H., Lee J., Bae J., et al. Mechanical Analysis of Ceramic/Polymer Composite with Mesh-Type Lightweight Design Using Binder-Jet 3D Printing. *Materials (Basel)*. 2018 Oct 11;11(10):1941. doi: 10.3390/ma11101941.
82. Kirad A.S., Dugal R., Godil A. Z., et al. Evaluation of Flexural and Impact Strength of CAD–CAM and Two Different Conventional Denture Base Resins: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont Restor Dent* 2020;10(2):72–76. doi: 10.5005/jp-journals-10019-1271
83. Lee S., Hong S.-J., Paek J., et al. (2019). Comparing accuracy of denture bases fabricated by injection molding, CAD/CAM milling, and rapid prototyping method. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(1), 55.doi:10.4047/jap.2019.11.1.55
84. Liao Y., Liu C., Coppola B., et al. Effect of Porosity and Crystallinity on 3D Printed PLA Properties. *Polymers (Basel)*. 2019 Sep 12;11(9):1487. doi: 10.3390/polym11091487
85. Lo Russo L., Salamini A. (2018). Removable complete digital dentures: A workflow

that integrates open technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5), 727–732. doi:10.1016/j.prosdent.2017.06.019

86. Maeda Y., Minoura M., Tsutsumi S., et al. CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont*. 1994 Jan-Feb;7(1):17-21. PMID: 8179777.
87. Masri R., Driscoll C. F. *Clinical applications of Digital Dental Technology*. London: Wiley, 2015, 272 p.
88. Matsushima T. Activity and potential of nylon (polyamide). *Japan Plastics*. 1990; 41: 24-26.
89. Mazzanti V., Malagutti L., Mollica F. (2019). FDM 3D Printing of Polymers Containing Natural Fillers: A Review of their Mechanical Properties. *Polymers*, 11(7), 1094. doi:10.3390/polym11071094
90. McCabe J., Walls A. (2009). *Applied dental materials*. 9th ed. Wiley Blackwell., 320 ctp., ISBN: 9781405139618
91. McLaughlin J. B., Ramos Jr. V., Dickinson D. P. (2017). Comparison of Fit of Dentures Fabricated by Traditional Techniques Versus CAD/CAM Technology. *Journal of Prosthodontics*.doi:10.1111/jopr.12604
92. Melilli D., Currò G., Perna A. M., et al. (2009) Cytotoxicity of four types of resins used for removable denture bases: in vitro comparative analysis. *Minerva Stomatologica*, 58(9), pp. 425-434. PMid:19893467
93. Meneghihi A., Mazzarella S., Di Franco A. Full upper and lower duplicate dentures using Vertysystem Furbo. *GAP Australasian-Dentist*- May June 2019, 82- 84
94. Moaleem M. M. A., Al-layl O. A., Alhomood M. A., et al. (2021) Computer Engineering Complete Dentures Workflow: Systematic Techniques Review. *Journal of Pharmaceutical Research International*, 33(53A), pp. 207-220. doi: 10.9734/jpri/2021/v33i53A33653
95. Moslehifard E., Ghaffari T., Abolghasemi H., et al. Comparison of Conventional Pressure-packed and Injection Molding Processing Methods for an Acrylic Resin Denture based on Microhardness, Surface Roughness, and Water Sorption. *Int J Dent*. 2022 Aug 17;2022:7069507. doi: 10.1155/2022/7069507

96. Mumcu E., Cilingir A., Gencil B., et al. (2011) Flexural properties of a light-cure and a self-cure denture base materials compared to conventional alternatives. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 3(3), pp. 136-139. doi: 10.4047/jap.2011.3.3.136
97. Mutluay M. M., Tezvergil-Mutluay A., Vallittu P., et al. (2013) Flexural strength, water sorption and solubility of a methylmethacrylate-free denture base polymer reinforced with glass fibre reinforcement. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 21(4), pp. 146-151. PMID: 24479210
98. Narva K. K., Lassila L. V., Vallittu P. K. (2005) The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dental Materials*, 21(5), pp. 421-428. doi:10.1016/j.dental.2004.07.007
99. Nejatian T., Sefat F., Johnson T., et al. (2015) Impact of Packing and Processing Technique on Mechanical Properties of Acrylic Denture Base Materials. *Materials*, 8(5), pp. 2093-2109. doi: 10.3390/ma8052093
100. Neppelenbroek K. H., Pavarina A. C., Vergani C. E., et al. (2005) Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), pp. 171-176. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.10.020
101. Nogueira S. S., Ogle R. E., Davis E. L. Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures. *J Prosthet Dent*. 1999 Sep;82(3):291-300. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70083-1
102. O'Brien W. J. (ed.) (2008) *Dental Materials and Their Selection*. 4th ed edn (1 vols). Quintessence Publishing (IL). 425 стр., ISBN: 0867154373
103. Oyar P. (2018). Laser Sintering Technology and Balling Phenomenon. *Photomedicine and Laser Surgery*, 36(2), 72–77. doi:10.1089/pho.2017.4311
104. Pacquet W., Benoit A., Hatège-Kimana C., et al. (2018). Mechanical Properties of CAD/CAM Denture Base Resins. *The International Journal of Prosthodontics*, 32(1), 104–106. doi:10.11607/ijp.6025
105. Paranhos Hde. F., Lovato da Silva C.H., de Souza R.F., et al. Evaluation of three indices for biofilm accumulation on complete dentures. *Gerodontology*. 2010 Mar;27(1):33-40. doi: 10.1111/j.1741-2358.2009.00285.x. Epub 2009 Jun 22. PMID:

19545322.

106. Patankar R. C., More V., Jadhav R., et al. Comparative evaluation of flexural strength of denture base resin materials processed using compression molding technique, injection molding technique, and computer-aided design CAM technique: An in vitro study. *Dent Res J (Isfahan)*. 2022 Nov 17;19:100. PMID: 36605146
107. Pattanaik S., Pattanaik B. (2013) Characterization of a denture base using autopolymerized pour-type denture base resin and acrylic stain. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(2), pp. 145-146. doi: 10.1016/j.jpor.2012.08.007
108. Peracini A., Davi L. R., de Queiroz Ribeiro N., et al. (2010) Effect of denture cleansers on physical properties of heat-polymerized acrylic resin. *Journal of Prosthodontic Research*, 54(2), pp. 78-83. doi: 10.1016/j.jpor.2009.11.004
109. Perea-Lowery L., Minja I. K., Lassila L., et al. (2020). Assessment of CAD-CAM polymers for digitally fabricated complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.doi:10.1016/j.prosdent.2019.12.008
110. Pfeiffer P., Rosenbauer E.-U. (2004) Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(1), pp. 72-78. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.04.003
111. Presotto A. G. C., Barão V. A. R., Bhering C. L. B., et al. (2019). Dimensional precision of implant-supported frameworks fabricated by 3D printing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.doi:10.1016/j.prosdent.2019.01.019
112. Prpić V., Schaperl Z., Čatić A., et al. (2020). Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *Journal of Prosthodontics*.doi:10.1111/jopr.13175
113. Radford D. R., Juszczak A. S., Clark R. K. The bond between acrylic resin denture teeth and the denture base: recommendations for best practice. *Br Dent J* 2014; 216:165-7.
114. Radzi Z., Abu Kasim N. H., Yahya N. A., et al. (2007) Impact strength of an experimental polyurethane-based polymer. *Annals of Dentistry University of Malaya*, pp. 46-51. doi:10.22452/adum.vol14no1.8
115. Raszewski Z. (2020). Influence of polymerization method on the cytotoxicity of

- three different denture base acrylic resins polymerized in different methods. *Saudi Journal of Biological Sciences*.doi:10.1016/j.sjbs.2020.05.039
116. Rekow D. *Digital Dentistry. A Comprehensive Reference and Preview of the Future*. 1st Edition 2018., 400 p.
117. Revilla-León M., Ceballos L., Martínez-Klemm I., et al. (2018). Discrepancy of complete-arch titanium frameworks manufactured using selective laser melting and electron beam melting additive manufacturing technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2018.02.010
118. Revilla-León M., Özcan M. (2018). Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics*. doi:10.1111/jopr.12801
119. Schweiger J., Stumbaum J., Edelhoff D., et al. Systematics and concepts for the digital production of complete dentures: risks and opportunities. *Int J Comput Dent*. 2018;21:41–56. PMID: 29610780
120. Schwindling F. S., Stober T. (2016). A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 756–763. doi:10.1016/j.prosdent.2016.03.022
121. Soltanzadeh P., Su J.-M., Habibabadi S. R., et al. (2019). Obturator fabrication incorporating computer-aided design and 3-dimensional printing technology: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.doi:10.1016/j.prosdent.2018.06.019
122. Srinivasan M., Cantin Y., Mehl A., et al. (2016). CAD/CAM milled removable complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. *Clinical Oral Investigations*, 21(6), 2007–2019. doi:10.1007/s00784-016-1989-7
123. Srinivasan M., Gjengedal H., Cattani-Lorente M., et al. (2018). CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dental Materials Journal*, 37(4), 526–533. doi:10.4012/dmj.2017-207
124. Steinmassl O., Offermanns V., Stöckl W., et al. (2018). In Vitro Analysis of the

- Fracture Resistance of CAD/CAM Denture Base Resins. *Materials*, 11(3), 401. doi:10.3390/ma11030401
125. Steinmassl P.-A., Klauunzer F., Steinmassl O., et al. (2017). Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(2), 116–122. doi:10.11607/ijp.5031
126. Sulaiman T. A. (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. doi:10.1111/jerd.12566
127. Sun Y., Lü P., Wang Y. Study on CAD&RP for removable complete denture. *Comput Methods Programs Biomed.* 2009 Mar;93(3):266-72. doi: 10.1016/j.cmpb.2008.10.003.
128. Tan H. K., Brudvik J. S., Nicholls J. I., et al. (1989) Adaptation of a visible light-cured denture base material. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(3), pp. 326-331. doi: 10.1016/0022-3913(89)90138-8
129. Tasaka A., Shimizu T., Kato Y., et al. (2019). Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D printed pattern and selective laser sintering. *Journal of Prosthodontic Research*.doi:10.1016/j.jpor.2019.07.009
130. Unkovskiy A., Wahl E., Zander A. T., et al. (2019). Intraoral scanning to fabricate complete dentures with functional borders: a proof-of-concept case report. *BMC Oral Health*, 19(1):46. doi:10.1186/s12903-019-0733-5
131. Valenti C., Isabella Federici M., Masciotti F., et al. Mechanical properties of 3D-printed prosthetic materials compared with milled and conventional processing: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022 Aug:S0022-3913(22)00415-2. DOI: 10.1016/j.prosdent.2022.06.008
132. Vallittu P. K., Lassila V. P., Lappalainen R. (1993) Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland. *Acta Odontologica*, 51(6), pp. 363-369. doi: 10.3109/00016359309040587.
133. Vallittu P. K., Lassila V. P., Lappalainen R. (1994) Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dental Materials*, 10(2), pp. 116-121. doi: 10.1016/0109-5641(94)90051-5
134. Van der Zande M. M., Gorter R. C., Bruers J. J. M., et al. (2017). Dentists' opinions

- on using digital technologies in dental practice. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 46(2), 143–153. doi:10.1111/cdoe.12345
135. Van Noort R., Barbour M. E. *Introduction to Dental Materials 4: Introduction to Dental Materials*. London, Elsevier Health Sciences UK: Elsevier Health Sciences; 2013, 306 стр., ISBN: 9780723436591
136. Wang X., Zhao L., Fuh J. Y. H., et al. Effect of Porosity on Mechanical Properties of 3D Printed Polymers: Experiments and Micromechanical Modeling Based on X-ray Computed Tomography Analysis. *Polymers (Basel)*. 2019 Jul 5;11(7):1154. doi: 10.3390/polym11071154
137. Weaver R. E., Goebel W. M. (1980). Reactions to acrylic resin dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 43(2), 138–142. doi:10.1016/0022-3913(80)90176-6
138. Wickramasinghe S., Do T., Tran P. (2020). FDM-Based 3D Printing of Polymer and Associated Composite: A Review on Mechanical Properties, Defects and Treatments. *Polymers*, 12(7), 1529. doi:10.3390/polym12071529
139. Wilcoxon F. (1945). Individual comparisons by ranking methods. *Biometrics*, 1, 80–83. doi:10.2307/3001968
140. Wolfaardt J. F., Cleaton-Jones P., Fatti P. (1986) The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(3), pp. 393-400. doi: 10.1016/0022-3913(86)90128-9
141. World report on aging and health. World Health Organization, Switzerland: Geneva, 2021.
142. Yannikakis S., Zissis A., Polyzois G., et al. (2002) Evaluation of porosity in microwave-processed acrylic resin using a photographic method. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), pp. 613-619. doi: 10.1067/mpr.2002.124490
143. Yunus N., Rashid A. A., Azmi L. L., et al. Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil*. 2005; 32: 65-71
144. Zolfagharian A., Khosravani M. R., Kaynak, A. (2020). Fracture Resistance Analysis of 3D-Printed Polymers. *Polymers*, 12(2), 302. doi:10.3390/polym12020302

ПРИЛОЖЕНИЯ

	вопрос	очень часто	иногда	редко	почти никогда	никогда
Проблемы при приеме пищи	1. Вы потеряли вкус к пище из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
	2. Испытываете ли Вы болевые ощущения во рту?					
	3. Вызывает ли у Вас затруднение прием пищи из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
	4. Питаетесь ли Вы неудовлетворительно из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
	5. Приходится ли Вам прерывать прием пищи из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
Проблемы в общении	6. Испытываете ли Вы неудобства из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
	7. Испытываете ли Вы затруднения при произношении слов из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
	8. Чувствуете ли Вы себя стесненным в общении с людьми из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
	9. Ставят ли Вас проблемы с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами в неловкое положение?					
	10. Приводят ли Вас проблемы с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами к повышенной раздражительности при общении с людьми?					
	11. Испытываете ли Вы затруднения в обычной работе из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
Проблемы в повседневной жизни (работе и отдыхе)	12. Мешают ли Вам проблемы с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами отдыхать, расслабиться?					
	13. Становится ли Ваша жизнь менее					

	интересной из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					
	14. Приходится ли Вам полностью «выпадать из жизни» из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами?					

Приложение 1. Опросник ОНПР – 14