

Федеральное государственное бюджетное образовательное
Учреждение высшего образования
«Уральский государственный медицинский университет»
Министерства здравоохранения Российской Федерации

На правах рукописи

МИРЗОЕВА МАРИЯ СТЕПАНОВНА

**ОБОСНОВАНИЕ ВЫБОРА ЦИФРОВОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ ПОЛОСТИ
РТА ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ ЦЕЛЬНОКЕРАМИЧЕСКИМИ
КОРОНКАМИ**

14.01.14 – Стоматология

Диссертация

на соискание учёной степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

доктор медицинских наук,

профессор

С.Е. Жолудев

Екатеринбург – 2020

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ.....	12
1.1. Подготовка зубов к ортопедическому лечению искусственными цельнокерамическими коронками.....	12
1.2. Виды оттискных материалов, применяемых для снятия оттисков при восстановлении зуба искусственными коронками.....	15
1.3. Способы снятия оттисков.....	21
1.4. Виды и особенности гипса.....	25
1.5. Технологии создания цифровых оттисков.....	27
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	38
2.1. Материалы и методы экспериментального исследования.....	38
2.1.1. Материал экспериментального исследования.....	38
2.1.2. Общая характеристика сканеров, применяемых при проведении исследования.....	39
2.1.3. Экспериментальное исследование размерной точности цифровых изображений.....	40
2.1.4. Экспериментальное исследование среднего значения в области расхождения цифровых изображений.....	43
2.1.5. Экспериментальное исследование плотности прилегания цельнокерамических коронок.....	45
2.2. Материалы и методы клинического исследования.....	48
2.2.1. Программа исследования.....	48
2.2.2. Дизайн исследования.....	50
2.2.3. Материал исследования.....	50
2.2.4. Клиническая оценка качества эффективности ортопедического лечения.....	52
2.2.5. Оценка качества жизни пациентов с помощью ОНIP-14-RU	53

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ...	55
3.1. Результат экспериментального исследования влияния метода получения оттиска зубных рядов и вида оттискного материала на размерную точность полученного цифрового изображения.....	55
3.2. Результат экспериментального исследования влияния метода получения оптического оттиска на размерную точность полученного цифрового изображения.....	58
3.3. Результат экспериментального обоснования выбора оттискного материала и способа сканирования при восстановлении субтотальных дефектов зубов с использованием цельнокерамических коронок.....	66
ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ.....	76
4.1. Клиническая характеристика пациентов.....	76
4.2. Состояние полости рта у больных до лечения.....	78
4.3. Результаты клинического исследования степени сохранности реставраций в ближайшие и отдаленные сроки наблюдения в зависимости от выбора оттискного материала и способа сканирования при восстановлении цельнокерамическими коронками	79
4.4. Результаты оценки эффективности протезирования и качества жизни, обусловленного стоматологическим здоровьем у пациентов, которым было проведено восстановление субтотальных дефектов твердых тканей зубов цельнокерамическими коронками.....	82
ГЛАВА 5. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ.....	87
ВЫВОДЫ.....	96
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	98
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	99
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	100

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования

Важнейшей задачей современной стоматологии в настоящее время является полное восстановление жевательной функции, достигаемое созданием анатомически точных и индивидуально адаптированных зубных протезов [1, 81-89, 146]. Особенность проведения функционального протезирования заключается в том, что непосредственно создание протеза происходит в зуботехнической лаборатории на основании полученного оттиска [87]. Таким образом, качество созданного протеза напрямую зависит от качества оттиска [58, 71].

Основное требование, предъявляемое к оттискам, является их высокая размерная точность [65-67, 82-90 и др.]. Для обеспечения максимальной точности интенсивно разрабатываются и внедряются новые оттискные материалы, модифицируются гипсовые материалы с целью получения максимально точного отображения действительной клинической ситуации в полости рта [5, 29, 33, 35, 39, 65-67, 82, 113 и др.]. Существующие современные гипсовые материалы имеют наиболее адаптированный состав, чтобы достоверно воссоздать модель по оттиску, однако своей химической структуры при этом не меняют – это по-прежнему гипс с принадлежащими ему свойствами [82-85].

В то же время в последние годы активно развивается цифровизация в стоматологии: создание внутриротовых и лабораторных сканеров, позволяющие создать непрямую реставрацию с помощью CAD/CAM-систем (вкладок, искусственных коронок, мостовидных протезов) [10-18, 205-207]. При этом качество цифровых изображений, полученных внеротовыми сканерами при сканировании гипсовой модели, напрямую зависит от оттискного материала и точности гипсовой модели [1, 207-209].

Несмотря на интенсивное использование цифровых методов при создании зубных протезов, проблема соответствия размерной точности цифровых изображений оттисков и гипсовых моделей, изготовленных по этим оттискам, остается не решенной, что делает ее актуальной для более глубокого изучения.

Степень разработанности темы

Одной из основных качественных характеристик несъемного протеза, обеспечивающих точность и долговечность протеза, является качество прилегания искусственных коронок к твердым тканям зубов. [5, 88]. Неплотное прилегание искусственной коронки к культе и уступу зуба приводит к таким осложнениям, как скол керамической массы, расцементирование, развитие вторичного кариеса и воспаления маргинальной десны, что значительно снижает срок службы протезов [36-41, 69]. Нарушение прилегания может быть вызвано ошибками на клинических и лабораторных этапах протезирования, неравномерной протяженности клеевого шва [77, 106].

На наш взгляд, основным и наиболее возможным вариантом для обеспечения плотного прилегания цельнокерамической коронки к культе зуба при проведении ортопедического лечения субтотальных дефектов зубов, является создание цельнокерамической конструкции с использованием наиболее точного цифрового изображения. Несмотря на большое разнообразие CAD-CAM-систем, вспомогательных стоматологических материалов и способов получения цифровых изображений, во время проведения ортопедического лечения субтотальных дефектов твердых тканей зубов цельнокерамическими коронками, возникает ряд недостатков [24-33]. К ним относятся погрешность на усадку оттискных материалов и расширение гипса, искажение цифрового изображения гипсовых моделей в результате деформации вспомогательных материалов, малая техническая мощность аппаратов CAD-CAM – системы, которая используется при создании цельнокерамической конструкции [13, 105, 113].

Таким образом, разработка способа получения цифрового изображения, при минимальном влиянии вспомогательных материалов и максимальной точности создания цельнокерамических коронок, является актуальной задачей, находящейся в сфере интересов программистов, математиков, физиков и стоматологов.

В изученной нами литературе имеются исследования о способах создания цельнокерамических коронок на основании точных цифровых изображений. Рассмотрены вопросы качества вспомогательных материалов и CAD-CAM-систем для проведения сканирования и фрезерования ортопедических конструкций [142, 143, 149, 193, 196, 216]. Однако отсутствуют данные по выбору цифрового изображения полости рта в зависимости от материала для цифрового изображения и способа получения оттиска, что делает тему важной для более глубокого изучения.

Цель исследования

Повысить эффективность протезирования цельнокерамическими коронками путем клинико-экспериментального обоснования выбора оттискового материала и способа сканирования.

Задачи исследования

1. Оценить влияние метода получения оттиска зубных рядов на размерную точность полученного цифрового изображения.
2. Сравнить особенности цифровых изображений, полученных с использованием эластических оттисковых материалов.
3. Выявить изменения точности полученного цифрового изображения в зависимости от способа сканирования полости рта.
4. Обосновать выбор оттискового материала и способа сканирования при восстановлении субтотальных дефектов зубов с использованием цельнокерамических коронок.
5. Установить степень сохранности реставраций в ближайшие и отдаленные сроки наблюдения в зависимости от выбора оттискового материала и способа сканирования при восстановлении цельнокерамическими коронками.
6. Оценить эффективность протезирования и качество жизни, обусловленное стоматологическим здоровьем, у пациентов с субтотальными дефектами твердых тканей зубов в динамике двухлетнего наблюдения.

Научная новизна исследования

Доказано влияние методики получения оттиска, вида оттискового материала и способа сканирования протезного ложа на точность цифрового изображения.

Выявлено изменение плотности прилегания цельнокерамических коронок при восстановлении твердых тканей зубов в зависимости от способа получения цифрового изображения.

Предложено обоснование выбора оттискового материала и способа сканирования при восстановлении твердых тканей зубов цельнокерамическими коронками

Применение обоснованного выбора цифрового изображения полости рта при протезировании цельнокерамическими коронками позволяет обеспечить стойкий положительный результат проведенного протезирования и улучшить показатели стоматологического здоровья и качество жизни пациентов.

Теоретическая и практическая значимость работы

Выявлены особенности ортопедического лечения цельнокерамическими коронками с помощью сканирования оттисков.

Разработан способ создания цельнокерамических коронок при проведении ортопедического лечения субтотальных дефектов твердых тканей зубов. Результаты исследования представляют интерес для практикующих врачей-стоматологов. Применение представленного способа обеспечивает создание плотного краевого прилегания цельнокерамических коронок, что повышает эффективность ортопедического лечения.

Использование двухфазного одномоментного А-силиконового оттиска при проведении внеротового сканирования полости рта для создания цельнокерамических коронок, профилаксирует деструктивные изменения в тканях пародонта области протезирования, способствует повышению качества жизни пациентов, обусловленного стоматологическим здоровьем.

Проведено обоснование выбора метода получения цифрового изображения полости рта при проведении ортопедического лечения субтотальных дефектов твердых тканей зубов для создания цельнокерамических коронок.

В совокупности результаты проведенного исследования позволили усовершенствовать рекомендации при проведении снятия оттисков, получения цифровых изображений, обработки полученной информации и протезирования цельнокерамическими конструкциями. Усовершенствованная схема обеспечивает конкурентные преимущества перед традиционными методами проведения ортопедического лечения дефектов твердых тканей зубов.

Методология и методы исследования

Диссертационная работа выполнена согласно принципам и правилам доказательной медицины. Этапы исследования – социальный, экспериментальный, клинический. Диссертационная работа одобрена Локальным этическим комитетом ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава России (протокол №4 от 17.06.2017 г.). Накопление, корректировка, систематизация исходной информации и визуализация полученных результатов осуществлялась в электронных таблицах Microsoft® Office® Excel® 2010 (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA). Статистический анализ проводился с использованием программы IBM® SPSS® Statistics 6.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA).

Основные положения, выносимые на защиту

1. Точность цифрового изображения полости рта, при проведении ортопедического лечения субтотальных дефектов твердых тканей зубов, зависит от вида оттискного материала и способа сканирования.

2. Применение выбора цифрового изображения полости рта при проведении ортопедического лечения субтотальных дефектов твердых тканей зубов цельнокерамическими конструкциями обеспечивает сохранение

удовлетворительного прилегания конструкции в полости рта, снижение частоты осложнений.

3. Дифференцированный подход к выбору цифрового изображения полости рта при проведении протезирования цельнокерамическими коронками с учетом вида оттискового материала и способа сканирования эффективен, позволяет обеспечить стойкую ретенцию результатов, улучшить показатели стоматологического здоровья и качества жизни пациентов.

Достоверность результатов и апробация работы

Достоверность результатов диссертационного исследования определяется использованием современных клинико-лабораторных методов при решении поставленных задач, а также достаточным материалом комплексного исследования. Работа проведена на современном оборудовании в соответствии с требованиями доказательной медицины и современных международных признанных методик.

Результаты проведенных исследований были представлены на:

- I Международной (71 Всероссийской) научно-практической конференции молодых учёных и студентов (Екатеринбург, 13-15 апреля 2016 г.);
- Международный конгресс «Стоматология Большого Урала» (Екатеринбург, 23-25 ноября 2016 г.);
- II Международной (72 Всероссийской) научно-практической конференции молодых ученых и студентов (Екатеринбург, 12-14 апреля 2017 г.);
- 41-й Московский международный стоматологический форум и выставка Дентал Салон (Москва, 17-20 апреля 2017 г.);
- Научно-практическая конференция «Стоматология Большого Урала» (Пермь, 17 мая 2017 г.);
- II Международной (73 Всероссийской) научно-практической конференции молодых ученых и студентов (Екатеринбург, апрель 2018 г.);

- Международная научно-практическая конференция по теоретическим и практическим проблемам биологии и медицины (Самарканд, июль 2018 г.);
- Научная школа для молодежи по проблемам фундаментальной стоматологии в рамках международного конгресса «Стоматология Большого Урала – 2018» (Екатеринбург, 4-6 декабря 2018 г.);
- IV Международной (74 Всероссийской) научно-практической конференции молодых учёных и студентов (Екатеринбург, 10-12 апреля 2019 г.).

Апробация работы проведена на заседании кафедры Ортопедической стоматологии и стоматологии общей практики ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава России (19 июня 2019 г.), Проблемной комиссии ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава России по стоматологии (28 июня 2019 г.).

Личное участие

Автором лично проводилось: подготовка образцов и цифровая обработка полученных изображений; проведение наложения цифровых изображений, их совмещение и анализ расхождения точек цифровых изображений программном обеспечении 3D PDF (Adobe Acrobat Document) и Cloud Compare; подготовка образцов и исследования протяженности и равномерности краевого прилегания с применением сканирующей электронной микроскопии; обследование пациентов, заполнение документации, проведении клинико-лабораторной оценки эффективности разработанного метода выбора цифрового изображения при проведении ортопедического лечения субтотальных дефектов твердых тканей зубов с применением цельнокерамических коронок, протезирование пациентов цельнокерамическими конструкциями, проведение клинико-лабораторной оценки реставраций, статистическая обработка данных.

Внедрение результатов исследования

Материалы настоящего исследования вошли в учебные пособия для обучения студентов стоматологического факультета, ординаторов, методические рекомендации для врачей-стоматологов. Используются в учебном процессе на

кафедре Ортопедической стоматологии и стоматологии общей практики, на циклах повышения квалификации врачей-стоматологов ФГБОУ ВО «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава РФ, на кафедре ортопедической стоматологии и ортодонтии ФГБОУ ВО «Южно-Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России, кафедре ортопедической и хирургической стоматологии с курсом ЛОР-болезней ФГБОУ ВО «Тюменский государственный медицинский университет» Минздрава России, а также на циклах повышения квалификации врачей стоматологов.

Результаты исследования внедрены в практическую деятельность СК ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава РФ, в лечебный процесс стоматологической клиники «Салюс-Л» (Екатеринбург), «Фаберже» (Екатеринбург)

Работа выполнена на кафедре ортопедической стоматологии и стоматологии общей практики (зав. кафедрой – д.м.н., профессор С.Е. Жолудев) Уральского государственного медицинского университета (ректор УГМУ – д.м.н., профессор, член-корреспондент РАН О.П. Ковтун) по плану НИР ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава РФ.

Объём и структура диссертации

Работа написана на русском языке, изложена на 123 страницах машинописного текста и состоит из введения и 5 глав: обзора литературы, материалов и метода исследования, результатов экспериментального исследования, результатов клинического исследования, обсуждения полученных результатов; выводов, практических рекомендаций и списка литературы. Работа иллюстрирована 25 рисунками и 19 таблицами. Список литературы включает 220 источников, из них 120 – отечественных, 100 – зарубежных авторов.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Подготовка зубов к ортопедическому лечению искусственными цельнокерамическими коронками

Одной из основных причин разрушения коронок зубов до образования субтотальных дефектов становится кариес, достигающий у людей к 35 годам встречаемости 96-100%. Все остальные виды патологии, в результате которых образуются дефекты коронок зубов, объединенных в группу некариозных поражений, которые подразделяют на врожденные и приобретенные [18, 72].

Образованные дефекты коронок зубов могут стать причинами возникновения ряда морфологических, функциональных и эстетических нарушений в зубочелюстной системе. Происходят нарушение таких функций, как жевание и речеобразование [54, 93].

Дефекты, которые существуют без восстановления длительное время, могут привести к таким осложнениям, как деформация окклюзионной поверхности зубного ряда с дальнейшими изменениями функции жевательных мышц, хроническая болевая реакция и вынужденным переходом на одностороннее жевание и возможной асимметрией лица, нарушение единства зубного ряда и возможная функциональная перегрузка зубов вследствие исчезновения контактных пунктов и так далее [19, 35].

Для восстановления дефектов средней величины 70-80% (ИРОПЗ по Миликевичу В.Ю.) в качестве замещающих конструкций рекомендованы искусственные коронки. К данным конструкциям предъявляются следующие требования:

- воссоздание анатомической формы и межзубных контактных пунктов в соответствии с возрастом пациента, плотное прилегание к шейке зуба;
- минимальное погружение в десневую бороздку без нарушения ее «биологической ширины»;

- отсутствие дизокклюзии при всех видах артикуляции нижней челюсти;
- изготовление из безвредного для организма материала с максимально соответствующими физико-механическими характеристиками твердых тканей зубов.

Всем вышеперечисленным требованиям отвечают популярные в современной стоматологии цельнокерамические коронки [46, 68]. Они сильно отличаются от фарфоровых искусственных коронок, которые начали применять еще в конце XIX века. Сегодня цельнокерамическая коронка не требует большого объема сошлифования твердых тканей зубов, при этом является прочной конструкцией [31, 62]. Такого сочетания удалось достичь, благодаря изменению состава самой керамической массы, из которой изготавливается коронка, и методом создания этого зубного протеза [38, 45].

Для восстановления зуба с использованием искусственной коронки, необходимо провести препарирование. Препарирование зубов – это лечебная процедура, которая предполагает сошлифовывание твердых тканей зуба с целью создания места для наложения и фиксации искусственной коронки для обеспечения статической и динамической окклюзии, качественного эстетического и функционального результата на протяжении длительного времени [26].

Порядок препарирования зубов под различные виды искусственных коронок, в том числе и цельнокерамических достаточно хорошо изучен и освещен в современной отечественной и зарубежной литературе [84]. Зуб после препарирования должен сохранять присущую ему анатомическую форму, отражающую возрастные и индивидуальные особенности. Переходы между плоскостями должны быть сглажены и хорошо отполированы. На культе зуба не должно быть поднутрений, а разобщение культи с антагонистом должно соответствовать толщине будущей реставрации [92].

Минимально рекомендуемая высота культи для моляров составляет 4 мм, а для остальных зубов – 3 мм. При меньшей высоте культи целесообразно создание

дополнительных ретенционных элементов, которые для одиночных коронок создают на ее апроксимальных поверхностях. Высота культи должна превышать ее вестибуло-оральную ширину на 0.4 мм и более [94].

Основное клиническое правило, помимо соблюдения объема сошлифовывания твердых тканей зубов, является суммарная окклюзионная конвергенция, которая характеризует угол наклона двух противоположных осевых поверхностей культи [110]. Величина конусности зависит от групповой принадлежности зубов: для резцов и клыков будет достаточной конвергенция 8-10 градусов, для премоляров и моляров – 10-20 градусов. При низких клинических коронках конусность может быть уменьшена, а при высоких – увеличена. Соблюдение этого правила препарирования позволит обеспечить надежную ретенцию реставраций [53, 72, 108].

Положение границы препарирования относительно десневого края – это еще один важный фактор, который определяет не только качество проведенного препарирования, но и обеспечивает длительность использования искусственной коронки. Край реставрации может быть расположен выше, ниже или на уровне десневого края [25, 56].

Особенность цельнокерамических коронок является то, что наиболее эффективным восстановлением с использованием этих конструкций будет в случае расположения края реставрации выше уровня десны или на его уровне [41, 59, 66, 116]. И одним из главных требований к краевому прилеганию в данном случае будет отсутствие травм зубодесневого прикрепления путем создания максимально точной конструкции, правильном выборе ширины цементного слоя, величины краевого зазора и выбора материала для фиксации.

Препарирование пришеечной области существенно влияет на сохранение жизнеспособности пульпы (в случае восстановления витальных зубов), надежность и долговечность реставрации. Рекомендованный тип уступа в данном случае – символ уступа [99, 108].

Для предотвращения травмирования пульпы, провоцирования ее химического или термического травмирования, созданы рекомендации для проведения препарирования твердых тканей зубов под цельнокерамические конструкции, созданные с использованием CAD/CAM – систем:

- создание конической формы культи с закругленными переходами между ее поверхностями без выемок, бороздок, поднутрений;
- создание пришеечной формы границы препарирования в виде символа уступа с острым краем, без сглаженных углов при переходе границы препарирования в здоровую часть зуба;
- рельеф окклюзионной поверхности должен быть максимально упрощен и доступен [141].

1.2 Виды оттискных материалов, применяемых для снятия оттисков при восстановлении зуба искусственными коронками

Оттиски зубных рядов получают с помощью разнообразных видов оттискных материалов, которые подразделяются на твердые, эластичные и термопластические [143]. При протезировании искусственными коронками рекомендовано применение эластичных материалов, которые представлены альгинатными, силиконовыми, полиэфирными и полисульфидными материалами [29, 68, 81].

Оттискные материалы напрямую контактируют с тканями полости рта, соответственно к ним предъявляются высокие требования, включающие в себя:

- индифферентность или нетоксичность;
- точность воспроизведения поверхности;
- способность восстановления после упругой деформации;
- тиксотропность;
- высокое сопротивление на разрыв;
- гидрофильность;

- низка линейная усадка;
- устойчивость к дезинфекции.

В отечественной и зарубежной литературе группа эластических оттискных масс включает в себя подгруппу гидроколлоидных масс (агаровые и альгинатные) и подгруппу эластомеров, в которую входят польсульфидные, полиэфирные и силиконовые материалы [83, 98, 165].

За счет низкого сопротивления на разрыв, высокой усадки и отсутствия восстановления после упругой деформации агаровые оттискные материалы стали неактуальными для применения в современной стоматологии. Так же польсульфидные материалы не нашли широкого применения из-за недостаточной размерной стабильности и неприятного запаха, образующегося за счет свободной меркаптановой группы, который не удается заглушить никакими ароматизаторами и отдушками [103, 149].

Конденсационные силиконы (или С-силиконы)

Химическая структура этого материала – это полидиметилсилоксаны с гидроксильными концевыми группами. Образуют трехмерную структуру путем поликонденсации с образованием побочного продукта – спирта. Этим и обуславливаются их основные свойства. С-силиконы производят в виде основной массы высокой, средней и низкой степени вязкости и катализирующей жидкости или пасты в тубах [115]. При смешивании С-силиконов очень важно соблюдать инструкцию производителя, чтобы не спровоцировать ускоренное затвердевание материала. Этот оттискной материал очень пластичный, не вызывает затруднений при выведении из полости рта даже при выраженных поднутрениях. Однако именно эти свойства имеют обратную сторону: низкое сопротивление разрыву, недостаточная твердость высоковязкого материала и большая разница коэффициентов усадки материалов для первого и второго слоев оттиска ведут к его деформации [169]. Восстановление линейных размеров оттиска после выведения из полости рта происходит в течение получаса, а примерно через час

начинают происходить размерные изменения в результате испарения спирта как конечного продукта процесса поликонденсации. С-силиконовые оттискные материалы хорошо подвергаются дезинфекции, воспроизводят рельеф поверхности зубных рядов и пришеечной области, однако часто могут деформироваться в процессе усадки [87, 135].

Аддитивные (или А-силиконовые) оттискные материалы

А-силиконы любой степени вязкости выпускают в виде основной и катализаторной пасты одинаковой консистенции. В составе основной пасты – поливинилсилоксан и наполнитель, в составе катализаторной пасты – поливинилсилоксан, платиновый катализатор и наполнитель. Аддитивные силиконы отличаются высоким качеством воспроизведения деталей поверхности благодаря хорошо сбалансированному сочетанию текучести и структурной вязкости [92, 108]. Помимо этого, они характеризуются размеростабильностью, имеют минимальную усадку (менее 1%), высокую тиксотропность и устойчивость к деформации. После выведения из полости рта оттиск быстро принимает исходные линейные размеры. А-силиконовые оттискные материалы хорошо подвергаются дезинфекции, качественно воспроизводят рельеф поверхности зубных рядов и пришеечной области, не деформируются в процессе усадки, однако не имеют высокого сопротивления на разрыв [45, 122].

Полиэфирные оттискные материалы

Эта группа оттискных материалов содержит различные полиэфиры, инертные наполнители и пластификаторы. Выпускаются в виде катализирующей и основной паст различной вязкости. При замешивании, происходит реакция полиприсоединения без выделения побочных продуктов, соответственно основным преимуществом этих материалов является небольшая линейная усадка, стабильность, высокая (по сравнению с силиконами) гидрофильность [117, 186]. Наиболее часто полиэфиры рекомендуют для снятия функциональных оттисков и оттисков при протезировании с опорой на дентальные имплантаты. Выраженная

стабильность этого вида оттискных материалов делает их недопустимыми к применению у лиц с выраженной подвижностью зубов. Кроме того, эти оттискные материалы отличает достаточно высокая стоимость.

Наряду с важностью выбора оттискного материала не менее необходимым становится выбор метода снятия оттиска [56, 128]. На сегодняшний день известны следующие методики:

- снятие оттиска в один этап, то есть оттискную массу в оттискной ложке вносят в полость рта один раз, носит название: «одинарный», «одновременный», «одноэтапный»;
- снятие оттиска в два этапа, то есть оттискную массу в оттискной ложке вносят в полость рта, после затвердевания массы извлекают, корректируют и вносят вновь, носит название: «двойной», «двумоментный», «двухэтапный»;
- снятие оттиска из одного материала, называется: «однофазный», «монофазный», «однослойный» оттиск;
- снятие оттиска с помощью комбинации материалов с разной степенью вязкости, называется: «двухфазный», «двухслойный», «одномоментный» оттиск, также эта методика носит название «сэндвич-техника».

В отечественной и зарубежной литературе авторы едины в том, что наиболее прецизионным и качественным будет тот оттиск, который обеспечит качественное отображение твердых тканей зубов, пришеечной области и не будет деформирован за счет внесения в полость рта лишь единожды [6, 83].

Помимо традиционных методов снятия оттисков, в современной стоматологии появляется все больше цифровых технологий, которые создают «свои» оттиски: лазерный или оптический [31, 127, 153]. Однако применение цифровой системы все равно зависит от снятого оттиска традиционным методом ранее или от качества изготовленной гипсовой модели [12].

Методики получения оттисков:

- Для оттиска, полученного в один этап: «одноэтапный», «одинарный», «одновременный».

- При получении оттиска в два этапа - «двухэтапный», «двухмоментный», «двойной», «неодновременный», «двойного замешивания».
- Для оттиска, полученного одним материалом - «однослойный», «однофазный», «монофазный».
- Для оттиска, полученного комбинацией материалов с разной степенью вязкости (обычно двух материалов) - «двухслойный», «двухфазный», «сэндвич - техника», «одномоментный».

Одноэтапный однослойный оттиск (монофазный) предполагает использование материала одной степени вязкости - средней или высокой. Для получения данного вида оттиска лучше всего подходят полиэфирные материалы или монофазные А – силиконы [44]. Процедура получения монофазного оттиска складывается из следующих действий. Подбирают оттискную ложку (индивидуальную или стандартную) и покрывают ее адгезивом. Высушивают протезное ложе. После смешивания основной и каталитической масс в автоматическом смесителе часть материала равномерно без пузырьков вносят в ложку, а другую часть, при помощи специального шприца, вносят в полость рта. Ложка накладывается на зубной ряд без давления [23]. Для снижения деформации, после структурирования материала, оттиск извлекают из полости рта одним быстрым движением, затем промывают проточной водой, дезинфицируют [36, 60, 74, 88, 89, 199]. Данный вид оттиска не дает четкого отображения границы препарирования без значительной ретракции десны, в результате низкого динамического давления оттискного материала в оттискной ложке [82].

Получение двухслойных оттисков возможно при применении оттискных масс разной степени вязкости с помощью одноэтапной и двухэтапной техники [36, 65, 88, 89, 198, 199].

Двухэтапная методика получения двухслойных оттисков. Первый этап заключается в получении предварительного базового слоя с помощью материала высокой степени вязкости, который замешивают, в соотношениях, указанных производителем, и помещают на оттискную ложку. Ложка вводится в полость рта,

центрируются и продвигается. После затвердевания материала ложка удаляется из полости рта. Этот оттиск не имеет большой точности, так как дает оттяжки и плохо отображает пришеечную границу препарирования и десневую борозду. Однако он служит своего рода индивидуальной ложкой, позволяющей повторно получать оттиск массой низкой степени вязкости [36, 65]. Для обеспечения возможности повторного введения оттиска в полость рта на нем срезается слой материала на своде неба и по краям оттиска, удаляются межзубные перегородки и создают так называемые «отводные канавки» для корригирующей массы с помощью скальпеля или специального инструмента. Чтобы обеспечить пространство для корригирующей пасты, получение предварительного оттиска материалом высокой вязкости необходимо проводить до препарирования зубов или не снимая временные коронки, или предварительно покрыв оттискной материал тонкой полиэтиленовой пленкой [69].

Второй этап заключается в получении окончательного (уточненного) оттиска при помощи корригирующей оттискной массы низкой степени вязкости, которую вносят в подготовленный предварительный оттиск. Протезное ложе высушивается. Ложку с твердым базовым и жидким корригирующим материалом вводят в полость рта, продвигая, устанавливают на зубной ряд, в результате чего создается динамическое давление, которое позволяет массе низкой вязкости заполнять самые труднодоступные участки протезного ложа, требующие наиболее точного отображения. Двухслойные двухэтапные оттиски отличает высокое качество отображения протезного ложа [36, 74, 199].

Одноэтапная методика получения двухслойных оттисков. Оттискная ложка заполняется базовым материалом, в нем создается углубление, в которое вводится корригирующая масса. На зубы, и особенно в зубодесневую борозду, подготовленных к протезированию зубов, наносится корригирующая масса. После этого ложка с двумя слоями материала вводится в полость рта для получения оттиска [69]. Основным недостатком, по сравнению с двухэтапной методикой, является более низкое качество отображения протезного ложа,

вследствие низкого динамического давления на корригирующую массу. Преимуществом данной техники является отсутствие деформации первого слоя оттиска вторым (которая может возникнуть при применении двухэтапной методики), что обусловлено одномоментным введением масс высокой и низкой вязкости в пластичном состоянии на протезное ложе [36].

По данным литературы основные ошибки, возникающие при получении оттисков, вызваны факторами, имеющими непосредственное отношение к оператору. Это касается как собственно мануальных навыков, так и умения выбрать оптимальные материалы и методы [199].

1.3. Способы снятия оттисков

Для получения оттисков зубных рядов применяют разнообразные виды оттискных материалов, которые подразделяются на твердые, эластичные и термопластичные. Эластичные материалы представлены альгинатными, силиконовыми, полиэфирными и полисульфидными материалами [5, 6, 67, 69, 113].

По данным литературы существуют следующие требования, предъявляемые к оттискам:

- Оттиск должен четко отображать всю поверхность протезного ложа [36, 88, 89, 111].
- Иметь равномерную, в пределах 4 - 5 мм, толщину краев, которые должны быть закруглёнными и правильно оформленными [36, 67].
- Плотно прилегать к оттискной ложке на всём протяжении и фиксироваться на ней [88, 89].
- На поверхности не должно быть признаков дефектов и деформаций (пор, трещин, оттяжек) [69].

- По мнению А.Н. Ряховского [90], одними из основных критериев качества оттиска являются его размерная точность и глубина проникновения корригирующего материала в зубодесневую борозду.

В многочисленных работах приводятся различные классификации оттисков [20, 39; 69].

В отечественной и зарубежной литературе для характеристики оттисков применяют следующие термины (37, 88, 89, 198, 199)

- Для оттиска, полученного в один этап: «одноэтапный», «одинарный», «одновременный».
- При получении оттиска в два этапа - «двухэтапный», «двухмоментный», «двойной», «неодновременный», «двойного замешивания».
- Для оттиска, полученного одним материалом - «однослойный», «однофазный», «монофазный».
- Для оттиска, полученного комбинацией материалов с разной степенью вязкости (обычно двух материалов) - «двухслойный», «двухфазный», «сэндвич - техника», «одномоментный».

Одноэтапный однослойный оттиск (монофазный) предполагает использование материала одной степени вязкости - средней или высокой. Для получения данного вида оттиска лучше всего подходят полиэфирные материалы или монофазные А - силиконы. Процедура получения монофазного оттиска складывается из следующих действий. Подбирают оттискную ложку (индивидуальную или стандартную) и покрывают ее адгезивом. Высушивают протезное ложе [39, 60, 72]. После смешивания основной и каталитической масс в автоматическом смесителе часть материала равномерно без пузырьков вносят в ложку, а другую часть, при помощи специального шприца, вносят в полость рта. Ложка накладывается на зубной ряд без давления. Для снижения деформации, после структурирования материала, оттиск извлекают из полости рта одним быстрым движением, затем промывают проточной водой, дезинфицируют [88, 89, 199]. Данный вид оттиска не дает четкого отображения границы препарирования

без значительной ретракции десны, в результате низкого динамического давления оттискного материала в оттискной ложке [82].

Получение двухслойных оттисков возможно при применении оттискных масс разной степени вязкости с помощью одноэтапной и двухэтапной техники [39, 74, 88, 89, 198, 199].

Двухэтапная методика получения двухслойных оттисков. Первый этап заключается в получении предварительного базового слоя с помощью материала высокой степени вязкости, который замешивают, в соотношениях, указанных производителем, и помещают на оттискную ложку. Ложка вводится в полость рта, центрируются и продвигается. После затвердевания материала ложка удаляется из полости рта. Этот оттиск не имеет большой точности, так как дает оттяжки и плохо отображает пришеечную границу препарирования и десневую борозду. Однако он служит своего рода индивидуальной ложкой, позволяющей повторно получать оттиск массой низкой степени вязкости [39, 65]. Для обеспечения возможности повторного введения оттиска в полость рта на нем срезается слой материала на своде неба и по краям оттиска, удаляются межзубные перегородки и создают так называемые «отводные канавки» для корригирующей массы с помощью скальпеля или специального инструмента. Чтобы обеспечить пространство для корригирующей пасты, получение предварительного оттиска материалом высокой вязкости необходимо проводить до препарирования зубов или не снимая временные коронки, или предварительно покрыв оттискной материал тонкой полиэтиленовой пленкой [69].

Второй этап заключается в получении окончательного (уточненного) оттиска при помощи корригирующей оттискной массы низкой степени вязкости, которую вносят в подготовленный предварительный оттиск. Протезное ложе высушивается. Ложку с твердым базовым и жидким корригирующим материалом вводят в полость рта, продвигая, устанавливая на зубной ряд, в результате чего создается динамическое давление, которое позволяет массе низкой вязкости заполнять самые труднодоступные участки протезного ложа, требующие

наиболее точного отображения. Двухслойные двухэтапные оттиски отличает высокое качество отображения протезного ложа [39, 74, 198, 199].

Одноэтапная методика получения двухслойных оттисков. Оттискная ложка заполняется базовым материалом, в нем создается углубление, в которое вводится корригирующая масса. На зубы, и особенно в зубодесневую борозду подготовленных к протезированию зубов, наносится корригирующая масса. После этого ложка с двумя слоями материала вводится в полость рта для получения оттиска [69]. Основным недостатком, по сравнению с двухэтапной методикой, является более низкое качество отображения протезного ложа, вследствие низкого динамического давления на корригирующую массу. Преимуществом данной техники является отсутствие деформации первого слоя оттиска вторым (которая может возникнуть при применении двухэтапной методики), что обусловлено одномоментным введением масс высокой и низкой вязкости в пластичном состоянии на протезное [39].

По данным литературы основные ошибки, возникающие при получении оттисков, вызваны факторами, имеющими непосредственное отношение к оператору. Это касается как собственно мануальных навыков, так и умения выбрать оптимальные материалы и методы [199]. Возможны следующие виды ошибок:

1. Шероховатая поверхность оттиска. Возможные причины [39, 199]:
 - неполная полимеризация, вследствие несоблюдения пропорций при замешивании оттискного материала, преждевременного выведения оттиска из полости рта, наличие органических загрязнений на протезном ложе;
 - быстрая полимеризация, из-за высокой температуры или избыточной влажности окружающей среды.
2. Пузырьки воздуха. Возможные причины [199]:
 - при замешивании попадание воздуха в оттискную массу;
 - слишком быстрая полимеризация затрудняет ток материала.
3. Деформация оттиска. Возможные причины [39, 88, 89, 199]:

- перемещение ложки во время полимеризации;
- недостаточное либо чрезмерное пространство для корригирующего слоя при двухэтапной методике получения двухфазного оттиска;
- избыточное давление на материал уже после перехода его в эластическую фазу;
- изготовление модели без учета, рекомендованного производителем временного промежутка после получения оттиска;
- преждевременное удаление оттиска из полости рта или удаление по неправильной траектории.

4. Неравномерное распределение оттискного материала вдоль границы препарирования. Возможные причины [199]:

- неполная полимеризация, из-за наличия крови или несовместимых средств для ретракции десны, гемостатических средств.

5. Нарушение сцепления, базового и корригирующего слоев при получении двухслойного оттиска двухэтапным методом. Возможные причины [39]:

- плохо очищенный от крови и слюны и непросушенный базовый слой;
- использование основного и корригирующего материала разных групп.

6. Отрыв оттиска от ложки вследствие не нанесения адгезива для оттискных ложек и малого количества перфораций на них [89, 199]:

В настоящее время в стоматологии все шире начинают использоваться цифровые технологии. Появилась возможность получения «цифровых оттисков» путем сканирования протезного ложа и создания реставраций с помощью CAD/CAM технологий. Однако по-прежнему остаются актуальными вопросы получения прецизионного оттиска.

1.4. Виды и особенности гипса

Традиционно создание искусственной коронки предполагает следующие действия: препарирование зуба, снятие оттиска, отливка гипсовой модели,

создание конструкции и ее фиксация в полости рта. Так, до момента создания конструкции, весь процесс зависит от материала и метода оттиска и от материала модели [59, 192]. Исторически можно проследить как наряду с возникновением более эстетичных искусственных коронок происходило изменение такого вспомогательного материала, как гипс.

В ортопедической стоматологии гипс – это полуводный (или обожженный гипс) $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$. Согласно ГОСТ Р51887-2002, ИСО 6873, все стоматологические гипсы делятся на пять классов, в соответствии с их назначением и твердостью:

I класс – мягкий гипс или гипс для оттисков: быстро твердеет и обладает наименьшим расширением.

II класс – медицинский гипс обычной твердости. Часто используется для создания моделей.

III класс – твердый гипс: высокопрочный гипс. В сравнении с предыдущими классами гипса обладает большей прочностью, применяется для создания рабочих моделей.

IV класс – сверхтвердый гипс: сверхпрочный гипс для моделей с низким показателем расширения.

V класс – особотвердый гипс. Показатели расширения могут регулироваться за счет добавления синтетических материалов. Используется при изготовлении моделей, требующих особо высокой точности.

Каждый последующий класс гипса отличается от предыдущего размером частиц, количеством добавленных стабилизирующих элементов, более высокой прочностью [111, 177]. Однако, одного из своих основных свойств ни один класс гипса не теряет – это расширение гипса при затвердевании.

Существуют виды искусственных коронок, при создании которых, это свойство гипса даже полезно: расширение гипсового штампа обеспечит наиболее точное создание штампованной коронки, расширение гипсовой модели позволит припасовать коронку в полости рта, которая не будет оказывать

давления на рядом стоящие зубы, обеспечит достаточное пространство для внесения цемента [109, 113]. Однако при создании цельнокерамических конструкций расширение гипса даже на доли микрометров увеличат пространство для цемента, что приведет к неплотному прилеганию цельнокерамической коронки к культе и уступу зуба, а это основной параметр обеспечения сохранности цельнокерамических реставрации, их особенность.

Применение цифровых технологий для создания искусственных коронок не всегда способно решить эту проблему, поскольку очень популярным является сканирование именно гипсовых моделей при использовании внеротовых лабораторных сканеров [167].

1.5 Технология создания цифровых оттисков

Определение «цифровой оттиск» («оптический оттиск») впервые был введен в 1985 г. французским стоматологом Франком Дуретом. В современной интерпретации, это трехмерная цифровая фотография объекта. В литературе можно встретить такие определения: трехмерное изображение зуба, которое получается при помощи сканирования [51]; изображение, в котором каждая точка поверхности имеет свои четкие координаты в трех взаимно перпендикулярных плоскостях [77].

Для получения цифрового оттиска необходима камера или даже целая система, которая позволит воспроизвести трехмерной изображение объемного предмета. Для этого в современной стоматологии активно применяются CAD/CAM – системы. CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture) – это аббревиатура, которая характеризует технологию компьютерного проектирования и автоматизированного изготовления зубных протезов.

Все CAD/CAM – системы состоят из трех основных частей: модулей для сканирования, моделирования и изготовления [143]:

1. Модуль для сканирования обеспечивает получение отражения протезного поля и зубов-антагонистов. Для этого используют различные варианты сканеров. Результатом сканирования является полученная цифровая (виртуальная) модель или цифровой оттиск.

2. CAD-модуль – это программное обеспечение или просто программа с набором функций трехмерной визуализации полученной информации и проведения моделирования протеза, в соответствии с особенностями протезного ложа и протезного поля.

3. CAM – модуль – это аппарат для изготовления протеза. Его могут представлять, как фрезерные модули для обработки стандартных промышленных заготовок материала в виде станков с числовым программным управлением (CNC – Computer Numeric Control), в которые загружают виртуальную модель протеза, так и системы быстрого прототипирования, селективного лазерного спекания (SLS – Selective Laser Sintering).

Соответственно перечисленным модулям, основными этапами создания зубных протезов при помощи цифровых технологий, можно назвать:

- получение виртуальной модели: для этого используют сканеры или дигитайзеры, применяющие контактные и бесконтактные методы измерения профиля поверхности;
- обработка полученной информации и проведение моделирования зубного протеза на мониторе, создание «виртуальной модели» будущего протеза;
- автоматизированное изготовление протеза.

Основные модуля CAD/CAM – систем соответствуют проводимым этапам и могут быть разделены на 3 аппарата или совмещены в один блок [101].

Сбор данных отличается у различных CAD/CAM – систем. Выделяют прямое (внутриротовое) и непрямое (внеротовое, с модели или оттиска) сканирование [134].

3D-сканер – устройство, которое анализирует физический объект и на основе полученных данных создает его 3D-модель. При описании этого процесса

применяют также термины «профилометрия» и «оцифровка». Суть манипуляций – получение информации о профиле поверхности, имеющей цифровое изображение [148].

Внутриротовые (или интраоральные) сканеры позволяют проводить «прямое» сканирование – сканирование в полости рта, что имеет ряд преимуществ:

- комфорт пациента: нет необходимости снятия оттиска;
- возможность использования у пациентов с повышенным рвотным рефлексом;
- отсутствие ошибок, которые возникают при проведении снятия оттиска: нарушение правил и пропорция при замешивании оттисковой массы, отрыв оттиска от оттисковой ложки при выведении, образование пор, оттяжек, перелом гипсовых моделей при удалении оттиска;
- незначительный временной промежуток между подготовкой полости рта и получением готового изображения на экране – после сканирования можно сразу провести контроль качества отображенной поверхности и при выявлении недочетов – повторить сканирование;
- быстрая передача данных в лабораторию: исключение рисков, связанных с потерей либо повреждением оттиска во время транспортировки;
- возможность создания компактного архива виртуальных моделей зубных рядов, что упрощает поиск нужной цифровой модели по базе данных;
- возможность проектирования будущей конструкции без изготовления физической модели зубного ряда, что значительно сокращает сроки протезирования;
- возможность изготовления реставрации непосредственно у кресла пациента - chair side;
- снижение риска передачи вирусной или бактериальной инфекции в зуботехническую лабораторию вместе с оттиском;

- при получении цифровых оттисков необходимо затратить гораздо меньше времени по сравнению с традиционными методиками, что ведет к более эффективному использованию рабочего времени врача и, в целом, сокращает время изготовления реставраций.

Однако, следует отметить, что системы получения цифрового оттиска не являются универсальными и обладают определенными недостатками, такими как [189]:

- наличием обязательного опыта и умения работы со сканерами;
- стоматологические 3D сканеры на сегодняшний день не являются полной альтернативой традиционным методам получения оттиска, с точки зрения спектра показаний. Например, в случае протезирования на имплантатах необходимо использовать специальные трансферы, которые должны быть совместимы как с самой системой сканирования, так и с программным обеспечением, для того чтобы можно было воспроизвести реставрацию на компьютере;
- некоторые внутриротовые 3D сканеры нуждаются в улучшении функции регистрации межжюккюзюионных взаимоотношений;
- потребление электроэнергии;
- относительно высокая стоимость.

Технологии 3D сканирования по принципу работы делят на два типа: контактные (механические) и бесконтактные (дистанционные) [90, 125, 153, 222, 230].

Бесконтактный процесс сканирования – это сканирование с использованием электромагнитных волн. В зависимости от типа волны дистанционные сканеры могут быть оптическими и лазерными [37]. Качество сканирования в этом случае зависит от окружающего освещения, материала и формы объекта. Световыми волнами в оптическом сканере нельзя сканировать прозрачные, полупрозрачные и блестящие объекты. Возможно появление сложностей при сканировании объектов, имеющие выступы и поднутрения,

которые создают препятствия для прохождения пучка электромагнитных волн. К достоинствам бесконтактных сканеров относится высокая скорость получения цифрового оттиска и его высокая точность [90].

Контактное сканирование характеризуется высокой точностью и относительно низкой стоимостью. Сканирование осуществляется с помощью электронно–механического щупа (зонда). Недостатком данных приборов является затрата большого количества времени, которое требуется на механическое перемещение сканирующей головки. Большое преимущество контактных сканеров заключается в том, что не имеет значения тип сканируемой поверхности [90, 147].

Дистанционное сканирование представлено несколькими методами: триангуляции, фотограмметрии, голографии, конфокальной микроскопии, активной выборки волнового фронта.

Метод триангуляции (Рисунок 1). Сканирование осуществляется лазерным лучом, который исходит из излучателя, отражается от поверхности объекта и проецируется на CCD-матрицу (Charge Coupled Device – прибор с зарядовой связью) [147, 153].

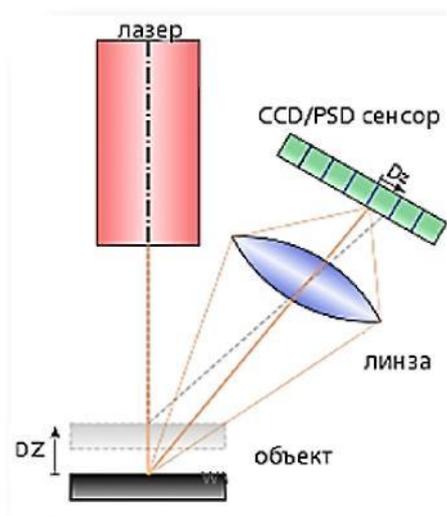


Рисунок 1 - Схема сканирования методом триангуляции

Благодаря тому, что величина зафиксированного угла между излучателем и матрицей известна, расстояние до объекта может быть рассчитано, т.к. одна

сторона и один угол (зарегистрированный угол) треугольника также известны. Отсюда, и название "Триангуляция" [207-209]. Таким образом, при сканировании лазерным лучом, виртуальный цифровой оттиск будет состоять из облака точек, которые соединяются между собой, образуя поверхность, состоящую из множества маленьких треугольников [23, 44, 47, 95].

Метод фотограмметрии со структурированной подсветкой световыми полосами состоит в проецировании на сканируемый объект одной или множества полос света (полоски лазерного, инфракрасного или видимого света) и регистрации их положения на объекте с помощью цифровых камер. Зная расстояние между проецируемыми полосами, можно рассчитать координаты точек поверхности, которая своим рельефом определяет их изгиб. Именно данный метод сканирования получил наибольшее распространение в стоматологических CAD/CAM системах, что связано с высокой точностью и скоростью получения цифровых оттисков [8, 40, 53, 57].

Метод коноскопической голографии отличается от метода триангуляции, тем, что проецируемый и отраженный лучи идут по одной траектории (Рисунок 2). Это позволяет сканировать оттиски и полости с вертикально наклоненными стенками до 85 градусов (сканирование методом триангуляции ограничено 40 – 60 градусами). Поляризованный свет, либо свет, проходящий через дифракционную решетку, образует на поверхности объекта голографические кольца, которые определяют уровни высот. Расстояния между кольцами могут составлять микроны и определяются длиной световой волны и перепадом высот [90].

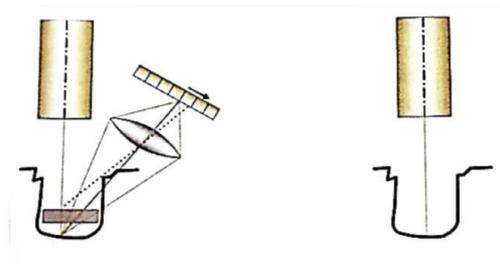


Рисунок 2 - Сравнение оптических схем триангуляции и голографии

Метод конфокальной микроскопии. Лазерный луч (красный) проецируется на объект. После светоделителя отраженный луч (фиолетовый) проходит через фокальный фильтр так, что только изображение, которое лежит в фокусной точке линзы может проецироваться на датчик. Т.к. фокусное расстояние известно, то расстояние от отсканированной части объекта до линзы становится известным. Для сканирования всего объекта линза перемещается вверх и вниз, каждый раз проецируя часть объекта на датчик [128, 132, 184, 202].

Метод активной выборки волнового фронта (или с помощью структурированного света). Изображение, отраженное от зубов, проходит через систему линз и в конечном итоге проецируется на датчик. Если изображение в фокусе, то расстояние до объекта совпадает с фокусным расстоянием линзы. Если изображение не в фокусе, то расстояние от линзы до объекта может быть вычислено по размеру размытого изображения с помощью математической формулы [159, 197].

За последнее десятилетие проведено несколько исследований, касающихся применения цифровых оттисков в ортопедической стоматологии и их размерной точности.

A. Syrek et al. в своем исследовании пришли к выводу, что искусственные коронки, изготовленные с применением внутриротового сканера для получения цифровых оттисков, имеют значительно более лучшее краевое прилегание и более четкие интрапроксимальные контактные поверхности, чем коронки, изготовленные по силиконовым оттискам. В отношении окклюзионных контактов в обеих группах были получены одинаково хорошие показатели [159].

A. Persson et al. проводили сравнение контактных и дистанционных сканеров для получения цифровых оттисков и выявили одинаковую эффективность их применения при протезировании несъемными ортопедическими конструкциями [166].

A. Ender и A. Mehl в своем исследовании, проводимом на фантомных моделях, выявили, что точность цифровых оттисков, полученных с помощью

CEREC AC Bluescan и внеротового оптического сканера, аналогична точности оттисков, полученных традиционными методами. А в 2013 году, уже в клиническом исследовании авторы установили, что данные внутриротовые сканирующие системы при соблюдении протокола получения цифровых оттисков, позволяют получить высокоточные виртуальные объемные изображения протезного ложа [176].

Авторы отмечают, что цифровые оттиски можно рассматривать как альтернативу обычным методам получения оттисков при протезировании несъемными ортопедическими конструкциями.

S. Patzelt et al. в своем исследовании, посвященном оценке целесообразности и точности получения цифровых оттисков беззубых фантомных моделей, показали, что необходимы дальнейшие усовершенствования внутриротовых сканеров (Zfx IntraScan и CEREC AC Bluescan) для получения оптических оттисков беззубых челюстей [150].

Наблюдения R. Luthardt et al. показали, что при получении цифрового оттиска фантомной модели, более высокой размерной точностью обладает лабораторный сканер Digi-SCAN по сравнению с внутриротовым сканером CEREC AC Bluescan [194].

S. Patzelt et al. сканировали фантомную модель с 14 подготовленными зубами под несъемные конструкции протезов, с помощью CEREC AC Bluescan, Itero, Zfx IntraScan и промышленного сканера с целью сравнения их точности. Цифровые оттиски, полученные в ходе исследования, были загружены в 3D программное обеспечение, где осуществляли наложение и сопоставление виртуальных изображений. Все протестированные системы показали сопоставимый уровень точности [134, 226].

A. Ender и A. Mehl сканировали фантомную модель с помощью CEREC и получали силиконовые оттиски данной модели, по которым отливали гипсовые модели и их сканировали. Цифровые оттиски, полученные в ходе исследования, сравнивали методом наложения. Авторы пришли к выводу, что оптические

оттиски, полученные с помощью сканера CEREC, обеспечивают достаточную размерную точность, необходимую для клинического применения [176-178, 231].

A. Persson et al. на экспериментальной модели готовили под полные коронки резец, клык и моляр. С помощью контактного сканера Procera Forte (Nobel Biocare) получали цифровой отпечаток данной модели. Кроме того, были получены силиконовые оттиски и гипсовые модели. С помощью лазерного лабораторного сканера D250 (3Shape) создавали виртуальное изображение силиконовых оттисков, а при помощи Procera Forte сканировали гипсовые модели. Полученные в ходе исследования цифровые оттиски гипсовых моделей и силиконовых оттисков совмещали с цифровыми отпечатками экспериментальной модели в 3D программном обеспечении. В ходе исследования авторы пришли к выводу, что не существует значительной разницы в размерной точности цифровых оттисков, полученных по силиконовым отпечаткам и по гипсовым моделям [172].

R. Nedelcu с A. Persson на экспериментальных моделях проводили сравнение четырех внутриротовых сканеров CEREC AC Bluecam, iTero, Lava COS и E4D. Авторы пришли к выводу, что все системы обладают удовлетворительной размерной точностью [208].

T. Flugge et al. в клинических условиях получали полиэфирные оттиски зубных рядов, по которым отливали гипсовые модели и с помощью лазерного лабораторного сканера D250 (3Shape) и внутриротового сканера iTero создавали виртуальное изображение гипсовых моделей. Параллельно получали цифровые оттиски в полости рта с помощью внутриротового сканера iTero. Полученные в ходе исследования цифровые оттиски совмещали в 3D программном обеспечении. Авторы пришли к следующим выводам: размерная точность внутриротового сканирования с помощью iTero близка к значениям размерной точности полиэфирных оттисков. Однако внутриротовое сканирование с помощью iTero является менее точным, чем сканирование с D250. Также в ходе исследования авторы провели сравнение цифровых оттисков, полученных внутриротовым и внеротовым методами при помощи сканера iTero и показали, что интраоральное

сканирование является менее точным. Как утверждают авторы это связано с более сложными внутриротовыми условиями (слюна, освещение, движение пациента в процессе сканирования и др.) [213].

Ряд авторов [141, 186, 129] и целесообразность применения 3D сканеров для проведения диагностических измерений и ортодонтических расчетов.

Цифровые технологии направлены на повышение качества краевого прилегания несъемных протезов. Для оценки краевого прилегания лидер в области метрологии компания «Renishaw» (Великобритания) разработала следующие критерии:

1. 0—19 мкм — отличное прилегание, отсутствие клинических проблем;
2. 20—39 мкм — хорошее прилегание;
3. 40—79 мкм — удовлетворительное;
4. 80—119 мкм — приемлемое;
5. 120 мкм — максимальное ограничение для надежного

функционирования. В этом направлении было выполнено несколько исследований. В частности, Габышева-Хлустикова С.Ю. [19] в своем исследовании установила, что величина вертикального краевого зазора металлических каркасов искусственных коронок, изготовленных по традиционной технологии литья на огнеупорных моделях, находится в пределах от 100 мкм и более. Эти значения соответствуют максимально допустимым для функционирования несъемных протезов. Более тонкие исследования А.Н. Ряховского с соав. [90] показали, что наименьший размер краевого зазора показывают системы CAD/CAM Lava ($24,0 \pm 2,3$ мкм) и Organical ($29,0 \pm 2,2$ мкм). Средние размеры краевого зазора каркасов, изготовленные по этим системам, а также системами Hint-Els ($39,0 \pm 2,3$ мкм), Katana ($38,0 \pm 2,5$ мкм), находятся в пределах значений «хорошее прилегание». Средние размеры краевого зазора каркасов, изготовленных в системах Zeno ($41,0 \pm 4,4$ мкм), KaVo Everest ($43,0 \pm 4,3$ мкм), ARTICON ($42,0 \pm 4,2$ мкм), CEREC inLab ($48,0 \pm 2,4$ мкм), Procera ($63,0 \pm 2,2$ мкм), находятся в пределах значений «удовлетворительное прилегание». Для

изготовления каркасов авторы применяли традиционные методы получения оттисков и рабочих гипсовых моделей, которые сканировали в лабораторных сканерах различных фирм производителей. Представленные авторами результаты измерения краевого зазора получены после ручной припасовки каркасов, что оказывает существенное влияние на точность этих результатов. Данное исследование, в большей степени, направлено на проведение сравнительной характеристики технических возможностей CAD/CAM-систем [196].

Таким образом, в настоящее время технологии лазерного сканирования и CAD/CAM системы подвергаются детальному анализу и изучению специалистами во всем мире. Цифровые методы планирования и изготовления зубных протезов, внутриротовые системы получения цифровых изображений зубных рядов в ближайшем будущем могут стать центральным звеном в цепочке обследования и лечения пациентов. Широко освещены технические возможности данных устройств и их сравнительная характеристика. Научных публикаций, посвященных изучению размерной точности цифровых оттисков и их сравнению с традиционными методами получения оттисков, встречается крайне редко. Недостаточно освещены вопросы выбора фиксации цельнокерамических конструкций в зависимости от метода создания протеза. Требуют уточнения данные о краевом прилегании ортопедических конструкций, изготовленных с применением цифровых технологий [142, 176].

Вышеизложенное обосновывает необходимость проведения дальнейших исследований по изучению технологии цифрового сканирования.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Материалы и методы экспериментального исследования

Экспериментальное исследование выполнено на базе кафедры ортопедической стоматологии и стоматологии общей практики ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава России, и института радиоэлектроники и информационных технологий Уральского Федерального Университета им. первого Президента России Б.Н. Ельцина под руководством д.т.н. Будаи Б.Т. и в лаборатории физико-химических методов исследования Института геологии и геохимии им. академика А.Н. Заварицкого УрО РАН под руководством академика РАН Вотякова С.Л.

2.1.1. Материал экспериментального исследования

Для изучения размерной точности в эксперименте нами была разработана специальная схема проведения исследования, в которой на первом этапе была создана экспериментальная модель, изготовленная путем модификации фантомной модели нижней челюсти в разборную модель с гипсовым цоколем [24-33]. На экспериментальной модели было проведено препарирование зуба 3.6, в результате которого создали культю с циркулярным уступом в виде желоба. Цифровые изображения экспериментальной модели были получены с помощью лабораторного оптического сканера VT Dental (Россия).

Материалы для экспериментального исследования были разделены на три группы: экспериментальные модели; оттиски и гипсовые модели, полученные по этим оттискам; образцы зубов, удаленных по медицинским показаниям, на которых были зафиксированы созданные для эксперимента цельнокерамические коронки.

Создание цифровых изображений оттисков и гипсовых моделей. С экспериментальной модели получали оттиски одноэтапным двухслойным, двухэтапным двухслойным и одноэтапным однослойным методом с применением

следующих оттискных материалов: А – силикон (S1, S4 Bisico, Германия), С-силикон (Speedex putty, Speedex light body, Coltene, Швейцария), полиэфир (Impregum Penta Soft, 3M Espe, США). Оттискные материалы замешивали в соответствии с инструкцией по применению. После внесения оттискного материала в стандартную оттискную ложку, накладывали последнюю на экспериментальную модель. Для получения достоверных результатов исследования каждый вид оттиска выполняли 3 раза. По полученным оттискам готовили разборные модели из высокопрочного гипса Profilare (Dentona, Германия). При замешивании гипса использовали дистиллированную воду в соотношении вода/порошок 20мл/100 г. С помощью лабораторного оптического сканера VT Dental (Россия) получали цифровые изображения оттисков и гипсовых моделей. Цельнокерамические коронки были созданы из стеклокерамического материала E.MAX Press (Ivoclar Vivadent, Германия), изготовленных с помощью 5-осной фрезерной системы открытого типа Wieland dental zenotec select hybrid (WIELAND, Германия).

2.1.2. Общая характеристика сканеров, применяемых при проведении исследования

Общая характеристика внеротового лабораторного оптического сканера VT Dental (Россия). Сканер предназначен для отображения в трехмерном режиме гипсовых моделей, регистраторов прикуса, абатментов, оттисков, мостовидных конструкций, антагонистов, зубных протезов и восковых моделей. Отображение поверхности с точностью до 10 микрон. Встроенная программа VT-Scanner составляет и передает параметры ортопедических конструкций, позволяет согласовывать дизайн и контролировать исполнение заказа в режиме реального времени. Технические характеристики представлены в Таблице 1.

Таблица 1 – Технические характеристики внеротового оптического сканера VT Dental (Россия).

Показатель	Величина показателя
Размеры областей	100x100x100 мм
Разрешение / точность	до 0.01 мм
Кол-во треугольников в	до 2,5 миллионов
Выходной формат	сетка треугольников в формате STL
Операционная система	Windows 7, 8 - 32 или 64 бит
Системные требования	не менее 8 Гб ОЗУ, двух или более ядерный
Разрешение камер	1280*1024
Формат данных результата	STL
Принцип сканирования	Структурированный свет
Время калибровки	10 мин
Расположение	Настольное, на специальной конструкции.

Общая характеристика внутриротового лазерного сканера CEREC-3 (Sirona, Германия). CEREC (сокращение от «кабинетная экономическая реставрация эстетической керамикой») была представлена компанией «Siemens AG» (сейчас — «Sirona Dental System GmbH») в 1985 г. Система претерпела ряд технологических усовершенствований, что привело к появлению CEREC AC Bluecam, представленной в январе 2009 г., и CEREC Omnicam, представленной в августе 2012 г. Последние версии системы CEREC способны собирать информацию о рельефе объектов и проектировать вкладки, накладки, коронки, виниры и мосты. Система CEREC сочетает в себе 3D-цифровой сканер с фрезерным устройством для создания стоматологических не прямых реставраций непосредственно в кабинете стоматолога из коммерчески доступных блоков керамики или композитного материала за 1 посещение.

2.1.3. Экспериментальное исследование размерной точности цифровых изображений

Изучение размерной точности полученных цифровых изображений проводилось с использованием программного приложения 3D PDF (Adobe Acrobat Document). Цифровые изображения были получены с помощью интерфейса

лабораторного оптического сканера VT Dental (Россия) и внутриротового сканера CEREC-3 (Sirona, Германия). На основании полученных данных были выбраны наиболее эффективные сочетания параметров для проведения восстановления субтотальных дефектов твердых тканей зубов цельнокерамическими коронками.

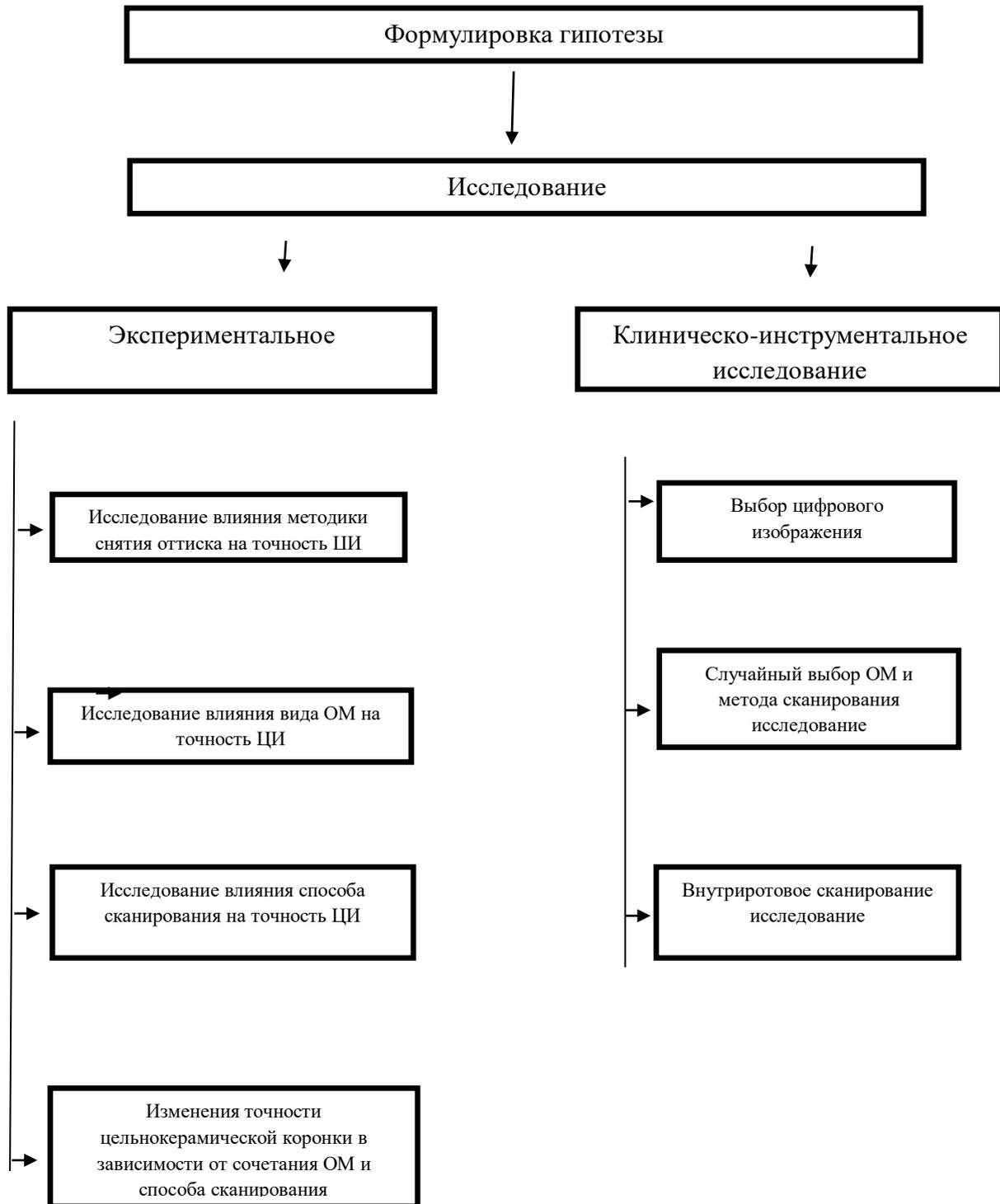


Рисунок 3 - Дизайн исследования

Цифровое изображение экспериментальной модели, полученное с помощью лабораторного оптического сканера VT Dental (Россия), было принято за эталон, так как субъективная погрешность, зависящая от оператора, при лабораторном сканировании минимальна.

В программном обеспечении полученные цифровые изображения подвергали обработке с сохранением только культи зуба 3.6. Проводили совмещение цифрового изображения эталона с цифровыми изображениями оттисков, с цифровыми изображениями гипсовых моделей и с цифровым изображением экспериментальной модели, полученным с помощью лабораторного оптического сканера VT Dental (Россия).

В результате наложения цифровых изображений на виртуальной культе зуба 3.6 появляются цветовые поля. Каждый цвет соответствует определенной величине расхождения между совмещенными цифровыми изображениями.

Из программного обеспечения VT Dental полученные виртуальные изображения культи зуба 3.6 были экспортированы в компьютерное программное приложение 3D PDF (Adobe Acrobat Document).

В компьютерное программное приложение переносили изображения культи 3.6 с цветовыми полями в стандартных позициях: мезиально-контактная поверхность, дистально-контактная поверхность, язычная поверхность, вестибулярная поверхность, окклюзионная поверхность и вид на цифровой оттиск культи с окклюзионной поверхности. Линейные размеры данных позиций во всех случаях были одинаковыми. На каждой поверхности культи зуба был выделен участок определенной площади (Рисунок 4).

На каждой поверхности культи в выделенном участке провели измерение площади цветовых полей, соответствующих следующим диапазонам: 0 – 0.02 мм, 0.02-0.05 мм, 0.05-0.08 мм и более 0.08 мм (Рисунок 5).

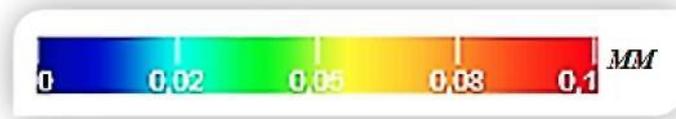


Рисунок 4 - Цветовая шкала для определения величины расхождения между цифровыми изображениями

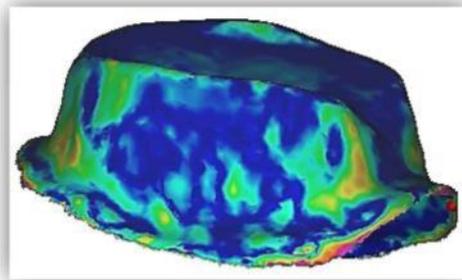


Рисунок 5 - Совмещенные цифровые изображения с цветовыми полями

2.1.4. Экспериментальное исследование среднего значения в области расхождения цифровых изображений

Среднее значение в области расхождения цифровых изображений рассчитывали в программном обеспечении CloudCompare. Объектом исследования стали цифровые изображения, полученные при сканировании экспериментальных моделей, оттисков и гипсовых моделей, отлитых по этим оттискам.

В компьютерной программе CloudCompare проводили совмещение цифрового изображения эталона с цифровыми изображениями оттисков, с цифровыми изображениями гипсовых моделей и с цифровым изображением экспериментальной модели, полученным с помощью внутриротового сканера CEREC-3, Sirona. Совмещение цифровых изображений осуществляется автоматически: программа CloudCompare в трехмерной системе координат

самостоятельно распознает идентичные точки, по которым и происходит наложение двух исследуемых 3D объектов.

После наложения двух цифровых изображений, программа CloudCompare автоматически рассчитывает максимальное, минимальное, среднее арифметическое и среднее значение расхождения между виртуальными изображениями (медиана). В качестве меры среднего расхождения между двумя совмещенными цифровыми изображениями выбрали медиану (Рисунок 6).

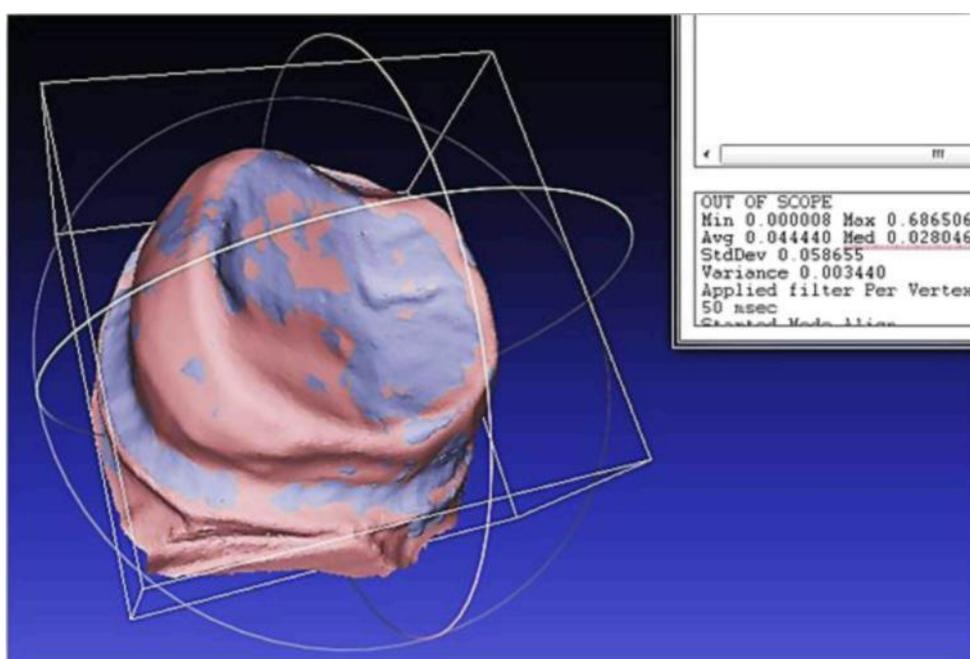


Рисунок 6 - Рабочее окно программы CloudCompare с совмещенными цифровыми изображениями (зоны голубого цвета – цифровое изображение эталона, зоны светло-коричневого цвета – цифровое изображение гипсовой модели, полученной по полиэфирному однослойному одноэтапному оттиску) и средним значением расхождения между ними (Med 0.028046)

В ходе проведения эксперимента по изучению размерной точности оттисков с помощью лабораторного оптического сканера VT Dental (Россия) нами были получены цифровое изображение экспериментальной модели, 18 цифровых изображений оттисков, полученных с применением различных методов и видов оттискных материалов, и 18 цифровых изображений гипсовых моделей

(Таблица 2). С помощью внутриротового сканера CEREC-3, Sirona было получено цифровое изображение экспериментальной модели. Результаты исследования и измерения цифровых оттисков в компьютерном программном приложении CloudCompare заносили в таблицы для последующего анализа.

Таблица 2 – Методы получения оттисков, виды оттискных материалов и гипсовых моделей, использованных для сканирования в лабораторном оптическом сканере VT Dental (Россия) (N – количество повторов)

Метод получения оттиска	Материал	Гипсовая модель
одноэтапный двухслойный	А-силикон (Silagum-Putty, Silagum-Light, DMG, Германия)	Fujirock (GC, Япония)
двухэтапный двухслойный	А-силикон (Silagum-Putty, Silagum-Light, DMG, Германия)	Fujirock (GC, Япония)
одноэтапный двухслойный	С-силикон (Speedex putty, Speedex light body, Coltene,	Fujirock (GC, Япония)
двухэтапный двухслойный	С-силикон (Speedex putty, Speedex light body, Coltene, Швейцария)	Fujirock (GC, Япония)
одноэтапный однослойный	Полиэфир (Impregum Penta Soft, 3M Espe, США)	Fujirock (GC, Япония)

2.1.5. Экспериментальное исследование плотности прилегания цельнокерамических коронок

Для экспериментального определения плотности прилегания цельнокерамических конструкций, материалом явились продольные шлифы зубов. Шлифы, полученные путем распила коронки зуба алмазным инструментом с водяным охлаждением, были изучены методом сканирующей электронной микроскопии (микроскоп Quanta 200 FEI SEM).

Нами была разработана специальная схема проведения исследования (Рисунок 7), в которой мы использовали 18 удаленных зубов, загипсованных неподвижно:

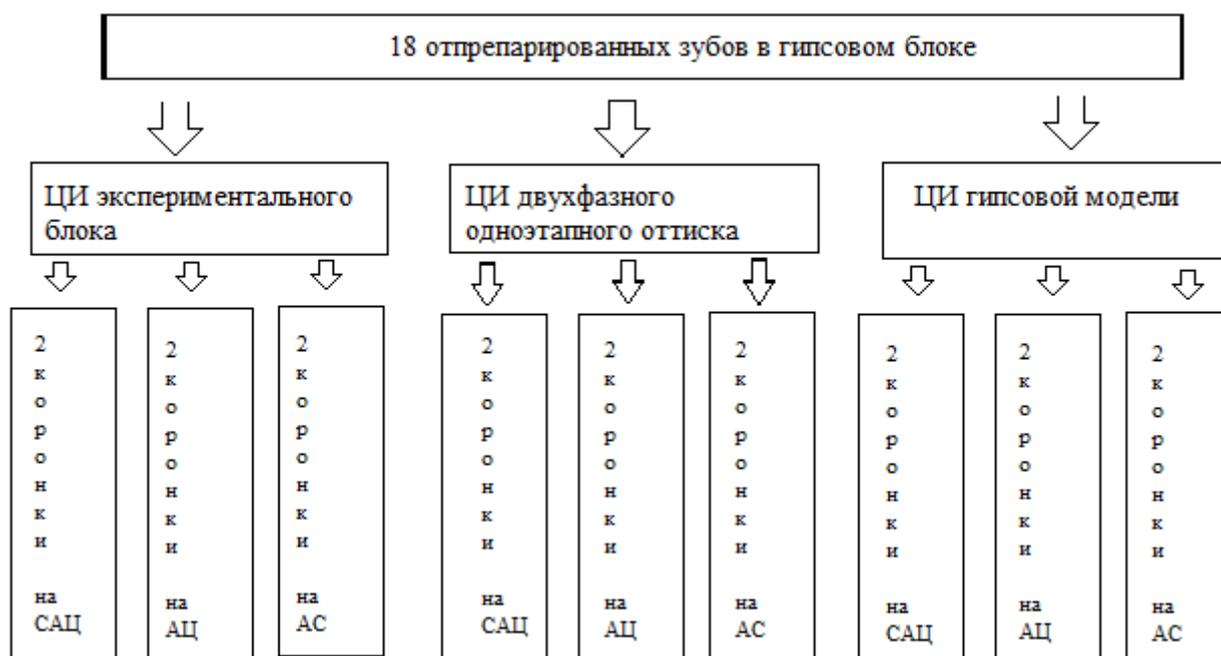


Рисунок 7 - Схема проведения экспериментального исследования

На первом этапе было получено их цифровое изображение с помощью лабораторного оптического сканера VT Dental. На втором этапе был получен оттиск (двухфазный одноэтапный оттиски из А-силиконового материала) экспериментального блока и изготовлена гипсовая модель. Далее было получено цифровое изображение гипсовой модели. Цифровое изображение экспериментальной модели, полученное с помощью внутриротового сканера VT Dental, и цифровое изображение гипсовой рабочей модели, полученной по двухфазному одноэтапному А-силиконовому оттиску, загружали в программное обеспечение, в котором проводили моделирование 18 цельнокерамических коронок на каждом цифровом изображении. Из стеклокерамического материала E.MAX Press (Ivoclar Vivadent, Германия) в 5-осной фрезерной системе открытого типа Wieland dental zenotec select hybrid (WIELAND, Германия) изготавливали

цельнокерамические коронки. Всего было изготовлено 18 искусственных коронок.

Проводили сравнение качества краевого прилегания цельнокерамических конструкций, изготовленных с применением технологии внутриротового лазерного сканирования, с качеством краевого коронок, для получения которых использовали А-силиконовый двухфазный одноэтапный оттиск.

На основании полученных данных были выбраны наиболее эффективные сочетания параметров для проведения восстановления субтотальных дефектов твердых тканей зубов цельнокерамическими коронками.

Оценка величины краевого зазора проводилась с использованием сканирующей электронной микроскопии. Изготовленные коронки были зафиксированы на адгезивный цемент, затем извлечены из гипсового блока, созданы продольные шлифы удаленных зубов (Рисунок 8) с зафиксированными цельнокерамическими коронками для проведения сканирующей электронной микроскопии с измерением величины краевого зазора в 10 контрольных точках на каждой поверхности.

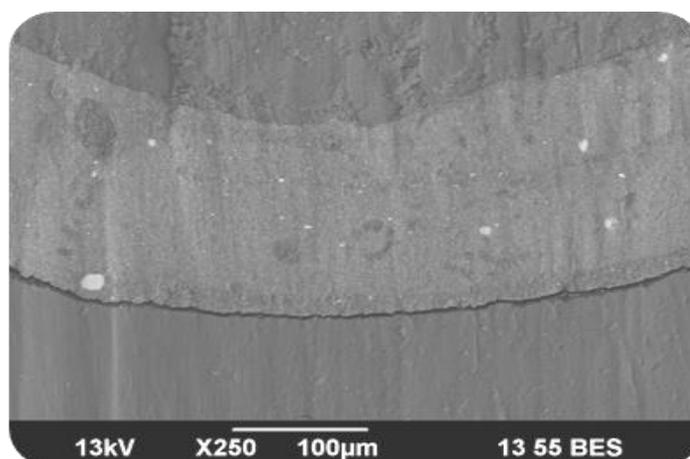


Рисунок 8 - Продольный шлиф удаленного зуба с зафиксированной цельнокерамической вкладкой: сканирование отпрепарированной полости – внутриротовой оптический сканер, фиксация – на адгезивный цемент.

Для оценки краевого прилегания каркасов применяли критерии, разработанные компанией «Renishaw» (Великобритания). Результаты измерений заносили в таблицы для последующего статистического анализа.

2.2. Материалы и методы клинического исследования

2.2.1. Программа исследования

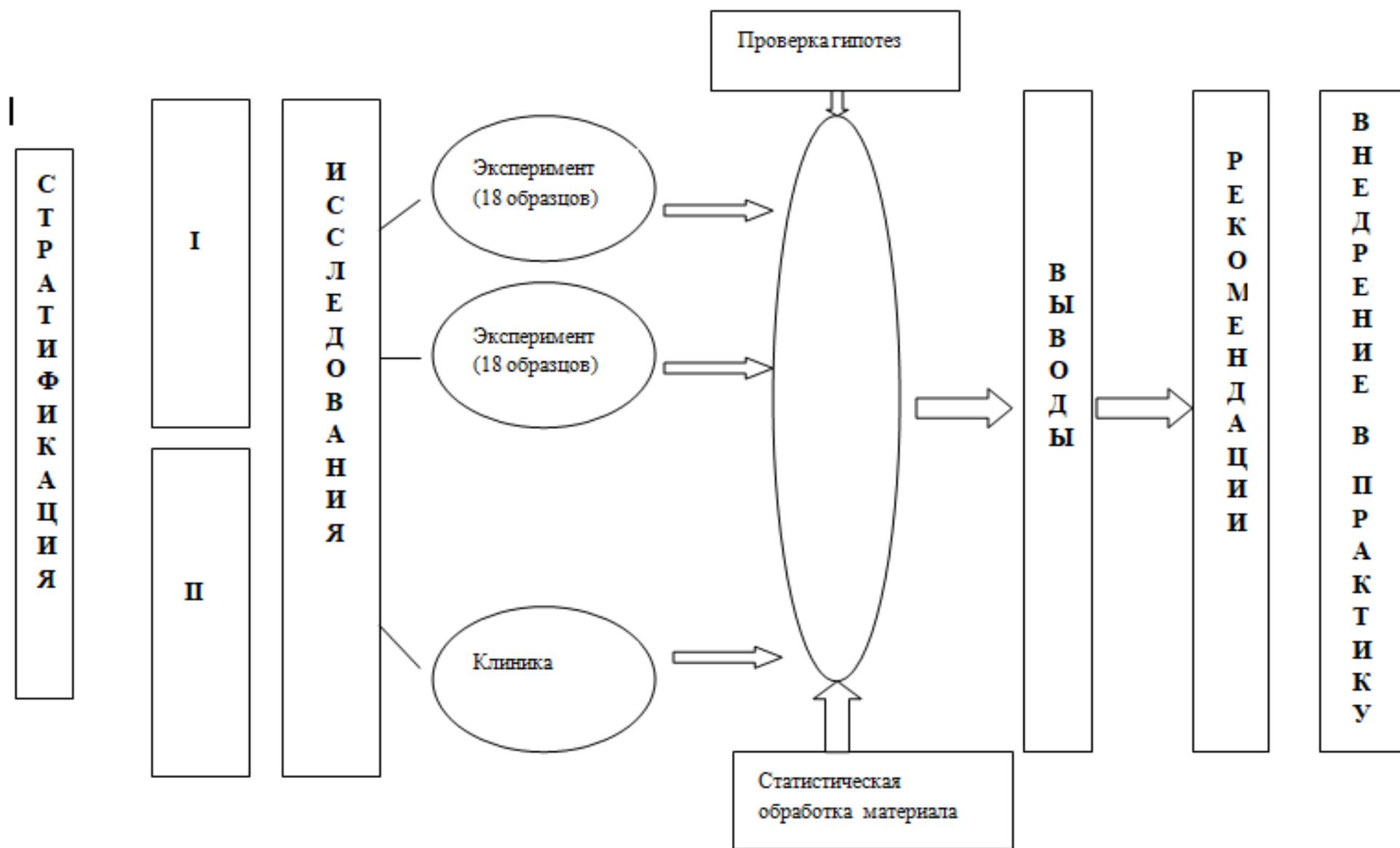
Обследование и лечение пациентов было проведено в соответствии с программой его проведения. Программа исследования позволила определить этапы работы: организационный; экспериментальный этап; клинический этап; обработка полученного материала; анализ полученных результатов; оценка эффективности, разработка рекомендаций и внедрение в практику.

Программа клинического этапа предусматривала: формирование групп клинического исследования, сбор информации (о стоматологическом и общесоматическом статусе, гигиенической просвещенности пациентов) разработка нового способа восстановления дефектов твердых тканей зубов при помощи создания цельнокерамических коронок путем сканирования одномоментного двухфазного оттиска, проведение лечебных мероприятий, оценка эффективности; мониторинг качества реставраций, мониторинг качества жизни, обусловленного стоматологическим здоровьем.

Обработка полученных данных предполагала систематизацию информации с учетом метода создания цельнокерамической реставрации; принадлежности к группам клинического и экспериментального исследования; показателей, характеризующих качество реставраций на этапах наблюдения.

Системный анализ тенденций завершал программу исследования и осуществлялся в целях повышения эффективности восстановления твердых тканей зубов, на основе выбора оптимальных материалов и методов восстановления зубов, профилактики дальнейшего развития патологического процесса.

ДИЗАЙН ИССЛЕДОВАНИЯ



2.2.2. Дизайн исследования.

После предварительной стратификации выборочная совокупность распределена на 3 группы в зависимости от используемого метода создания цельнокерамической коронки. Изучена сохранность и плотность прилегания конструкций в динамике 2 лет наблюдения. Изучена эффективность и длительность сохранения результатов. Во всех случаях исследования носили клинико-экспериментальный характер.

На всех этапах исследования статистическая значимость промежуточных и конечных результатов, достоверность выдвинутых гипотез тестировалась методами параметрической статистики.

2.2.3. Материал исследования.

В клиническом исследовании изучалась эффективность восстановления субтотальных дефектов твердых тканей зубов.

Клиническое обследование и дальнейшее лечение проводилось на базе стоматологической клиники УГМУ (главный врач д.м.н., Мягкова Н.В.), с 2016 по 2019 гг. у 95 соматически сохранных больных в возрасте от 18 до 35 лет. В наблюдении преобладали женщины, их количество составило 57%. Мужчины составили 43% выборки. Средний возраст мужчин $28,60 \pm 1,12$ года, женщин – $26,64 \pm 1,53$ года (Таблица 3).

Таблица 3 – Распределение больных в группах по полу и возрасту.

Возраст	Мужчины		Женщины	
	Чел.	%	Чел.	%
До 20 лет	5	12,20	7	12,96
21-30	16	39,02	29	53,70
31-35	20	48,78	18	33,33
Всего:	41	100,00	54	100,00

Группы клинического исследования

Методом случайной выборки были сформированы 3 группы пациентов, которым были предложены следующие варианты проведения протезирования цельнокерамическими коронками. В основную группу вошли пациенты, которым были установлены цельнокерамические коронки, созданные с помощью внеротового сканирования оттисков. В группу сравнения №1 вошли пациенты, которым были установлены цельнокерамические конструкции, созданные с помощью внеротового сканирования гипсовых моделей. В группу сравнения №2 вошли пациенты, которым было проведено внутриротовое сканирование.

Критериями отбора клинического случая в одну из исследуемых групп являлись следующие факторы:

- наличие субтотальных дефектов или неудовлетворительных пломб в полости рта;
- локализация дефектов в области жевательной группы зубов;
- отсутствие патологических изменений периодонта.

Всем больным был поставлен диагноз «Субтотальный дефект» (МКБ-10, код K08.8). Диагноз устанавливался на основании жалоб, данных анамнеза, осмотра, зондирования, перкуссии, а также дополнительных методов исследования: термопробы, рентгенологических методов.

Диагноз «Субтотальный дефект» характеризовался отсутствием жалоб или основной жалобой на скол стенки зуба или выпадение пломбы. Пациентам была проведена подготовка полости рта к протезированию: профессиональная гигиена полости рта, санация полости рта.

Ортопедическое лечение заключалось в протезировании дефектов твердых тканей зуба искусственными коронками. Всего было изготовлено 110 искусственных цельнокерамических коронок. Все искусственные коронки были изготовлены с применением внутриротового лазерного сканера CEREC-3, Sirona и лабораторного оптического сканера VT Dental (Россия).

Оценка состояния полости рта проводилась с учетом ряда индексов:

Интенсивность поражения зубов кариесом определялась с использованием индекса КПУз.

Индекс Грина-Вермильона (I.C. Green, I.R. Vermillion: Oral Hygiene Index — Simplified, 1964) с целью оценки **гигиенического состояния полости рта**.

При неудовлетворительной и плохой гигиене полости рта перед стоматологическим лечением больным проводилась профессиональная гигиена полости рта. Лечение начиналось только при хорошем и удовлетворительном гигиеническом состоянии полости рта пациента. **Индекс РМА** в модификации Parma (1960).

2.2.4. Клиническая оценка качества эффективности ортопедического лечения

Для оценки качества эффективности ортопедического лечения использовали «Модифицированный USPHS-тест для оценки клинической эффективности несъемных протезов» [183] «Эстетический Индекс коронки [183]. При проведении тестов на качество ортопедического лечения, было проведено клиническое исследование состояния полости рта после установки цельнокерамических коронок в сроки 1, 6, 12 и 24 месяца. **Состояние пародонта** определялось с помощью комплексного периодонтального индекса (КПИ).

При наличии гиперэстезии дентина по клиническому течению различались 3 степени гиперестезии дентина:

- 1 степень – ткани зуба реагируют на температурный раздражитель; электровозбудимость слегка повышена или без изменений (порог варьирует в пределах 5-8 мкА по данным ЭОМ);
- 2 степень – ткани зуба реагируют на температурный и химический раздражители, электровозбудимость повышена (порог электровозбудимости 3-5 мкА по данным ЭОМ);

- 3 степень – ткани зуба реагируют на все виды раздражителей (включая тактильный), электровозбудимость повышена (порог электровозбудимости по данным ЭОМ достигает 1,5-3,5 мкА).

Для определения степени кровоточивости десны использовали индекс Muhlemann Н.Р. и Son S. (1971). Проводили зондирование зубодесневой борозды и применяли следующие критерии оценки:

0 нет кровоточивости во время зондирования;

1 степень – точечное кровоизлияние в области свободного края десны;

II степень – появление не растекающегося пятна по краю десны;

III степень – межзубной промежуток заполняется кровью сразу или вскоре после зондирования;

IV степень – сильное кровотечение, кровь заполняет зубодесневую борозду сразу после зондирования и вытекает из борозды в переходную складку.

Всем пациентам проводилось рентгенологическое исследование (конусно-лучевая компьютерная томография) для исключения периапикальных очагов инфекции, а также санация полости рта перед ортопедическим лечением (профессиональная гигиена полости рта, пломбирование кариозных полостей и эндодонтическое лечение по показаниям).

У всех пациентов ортопедическое лечение было проведено с помощью цельнокерамических искусственных коронок, изготовленных с помощью сканирования А-силиконовых двухфазных одноэтапных оттисков, сканирования гипсовых моделей, и сканировании полости рта.

2.2.5. Оценка качества жизни пациентов с помощью ОНIP-14-RU

Сравнение значений показателя ОНIP-14-aesthetic-RU у пациентов исследуемых групп свидетельствует о том, что использование двухфазного одноэтапного А-силиконового оттиска для внеротового сканирования при создании цельнокерамических коронок, позволяет провести восстановление субтотальных дефектов твердых тканей зубов на высоком уровне, как и при

проведении внеротового сканирования гипсовых моделей, обеспечивая высокую точность без учета погрешностей при создании гипсовых моделей. Сканирование оттисков при создании цельнокерамических коронок доказало повышение эффективности восстановления субтотальных дефектов твердых тканей зубов перед применением внутриротового сканирования для проведения протезирования, позволяет стабилизировать клиническое состояние пациентов.

Качественно значимыми аспектами результата протезирования, стали:

- оценка ущерба, нанесенного проведенными манипуляциями,
- уровень психологического расстройства,
- произошли ли изменения при социальной адаптации,
- наличие психологического дискомфорта,
- общая сумма баллов.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

3.1. Результат экспериментального исследования влияния метода получения оттиска зубных рядов и вида оттискного материала на размерную точность полученного цифрового изображения

Совмещение цифровых изображений оттисков и гипсовых моделей с цифровым изображением экспериментальной модели и их анализ в компьютерной программе CloudCompare осуществляли согласно методике, описанной в предыдущей главе (стр.43-44).

Анализ цифровых изображений проводился в программном приложении CloudCompare. В ходе проведения исследования 60 оттисков из наиболее распространённых оттискных эластических материалов выявлено следующее: самым неточным является цифровое изображение, полученное при сканировании одноэтапного двухфазного С-силиконового оттиска, наиболее точным является цифровое изображение однофазного двухэтапного А-силиконового оттиска и оттиска, снятого полиэфирной оттискной массой. С экспериментальной модели были сняты оттиски С-силиконовыми, А-силиконовыми и полиэфирными оттискными материалами. Проведено сканирование всех оттисков и гипсовых моделей, полученных по этим оттискам, во внеротовом оптическом сканере VT Dental (Россия). При наложении цифровых изображений, наибольшее количество цветовых полей появилось при сканировании гипсовых моделей, отлитых по одноэтапным двухфазным С-силиконовым оттискам, соответственно, выявлено наименьшее количество совпадений при проведении сканирования. Средний диапазон расхождения точности цифровых изображений, полученных при сканировании гипсовых моделей, отлитых по одноэтапным двухфазным С-силиконовым оттискам составил $0,42 \pm 2,8$. Средний диапазон расхождения точности цифровых изображений, полученных при сканировании одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков, составил $0,96 \pm 2,4$, что почти соответствует высокому уровню точности цифрового изображения (Рисунок 9).

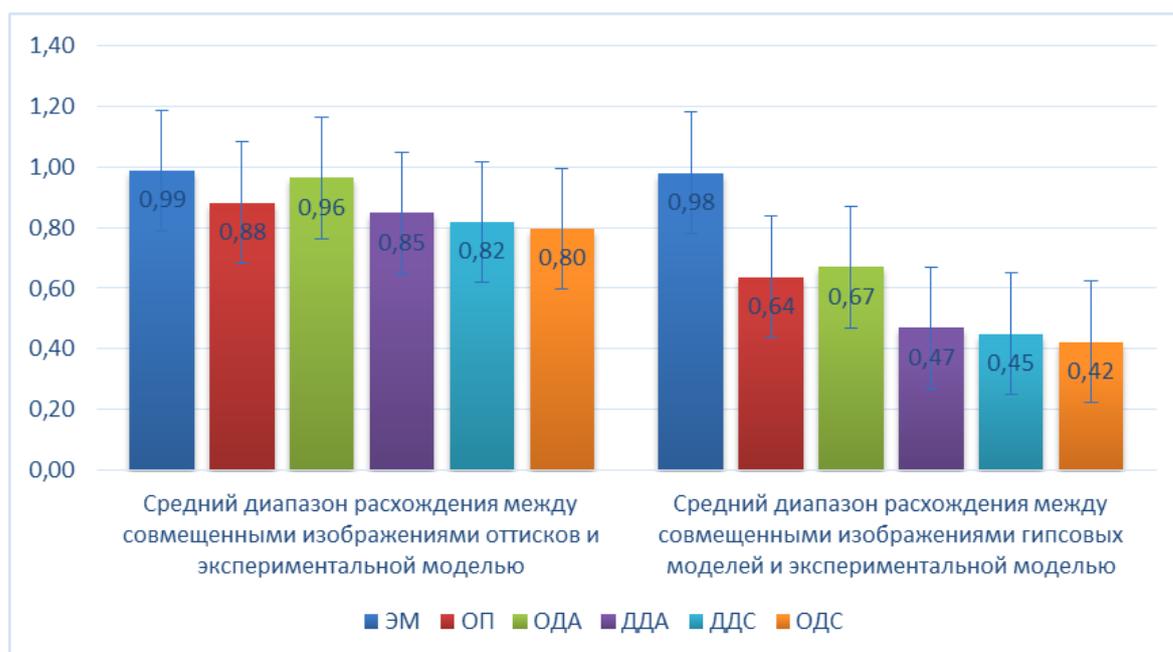


Рисунок 9 - Результаты распределения точности цифровых изображений в зависимости от методики снятия оттиска и вида оттискного материала

После наложения двух цифровых изображений, программа CloudCompare автоматически рассчитывает максимальное, минимальное, среднее арифметическое и среднее значение расхождения между виртуальными изображениями (медиана). В качестве меры среднего расхождения между двумя совмещенными цифровыми изображениями выбрали медиану.

Результаты измерения расхождения (медианы) между виртуальными изображениями оттисков, полученных с применением различных материалов и методов, и цифровым изображением экспериментальной модели представлены в таблице 4.

Результаты измерения расхождения (медианы) между виртуальными изображениями гипсовых моделей, полученных по оттискам, изготовленным с применением различных материалов и методов, и цифровым изображением экспериментальной модели представлены в таблице 5.

Таблица 4 – Результаты измерения расхождения между виртуальными изображениями оттисков, полученных с применением различных материалов и методов, и цифровым изображением экспериментальной модели (мм).

Порядковый номер полученных оттисков	Материалы и методы, используемые для получения оттисков экспериментальной модели					
	CERE	ООП	ОДА	ДА	ДС	ОС
	Значение медианы (мм)					
1	0.056	0.029	0.028	0.039	0.027	0.038
2		0.026	0.032	0.033	0.042	0.036
3		0.029	0.032	0.030	0.027	0.041
Среднее значение	0.056 ± 0.01	0.027 ± 0.01	0.031 ± 0.01	0.034 ± 0.01	0.032 ± 0.01	0.038 ± 0.01

Таблица 5 – Результаты измерения расхождения между виртуальными изображениями гипсовых моделей, полученных по оттискам, изготовленным с применением различных материалов и методов, и цифровым изображением экспериментальной модели (мм)

Порядковый номер гипсовых моделей, полученных по оттискам	Материалы и методы, используемые для получения оттисков экспериментальной модели, по которым были получены гипсовые модели				
	ООП	ОДА	ДА	ДС	ОС
	Значение медианы (мм)				
1	0.043	0.054	0.094	0.083	0.097
2	0.046	0.045	0.081	0.067	0.010
3	0.043	0.049	0.077	0.110	0.072
Среднее значение	0.044 ± 0.01	0.049 ± 0.01	0.084 ± 0.01	0.087 ± 0.01	0.089 ± 0.01

Чем меньше было значение медианы (величины расхождения между совмещенными цифровыми изображениями), тем больше была размерная точность используемого метода получения оттиска.

Результаты нашего исследования показали, что наибольшей размерной точностью обладает цифровой оттиск, полученный с двухфазного одноэтапного оттиска из А-силикона с помощью внеротового оптического сканера VT Dental (Россия). Среди традиционных методов получения оттисков наибольшей размерной точностью обладает полиэфирный оттиск, полученный одноэтапным однослойным методом. Оттиски из А – силикона точнее оттисков из С – силикона. Оттиски из А - силикона, полученные одноэтапным двухслойным методом обладают большей размерной точностью по сравнению с оттисками из А - силикона, полученными двухэтапным двухслойным методом. Оттиски из С - силикона, полученные двухэтапным двухслойным методом обладают большей размерной точностью по сравнению с оттисками из С - силикона, полученными одноэтапным двухслойным методом.

Кроме того, установлено, что внутриворотным сканером CEREC-3 (Sirona, Германия) по точности сопоставимо со сканированием гипсовых моделей по точным полиэфирным оттискам. Сканирование в лабораторном оптическом сканере сканера VT Dental (Россия) оттисков, полученных с использованием А-силиконового оттискного материала, точнее сканирования гипсовых моделей, полученных с использованием А-силиконового оттискного материала в 1,7 раза. Сканирование оттисков, полученных с использованием С–силиконового оттискного материала, оказалось точнее сканирования гипсовых моделей в 2,3 раза.

3.2. Результат экспериментального исследования влияния метода получения оптического оттиска на размерную точность полученного цифрового изображения

В ходе проведения эксперимента по изучению размерной точности цифровых оттисков, полученных внутриворотным методом, нами с помощью лабораторного оптического сканера VT Dental (Россия) были получены 18 цифровых изображений подготовленных зубов на экспериментальной модели

блоке, 54 цифровых изображений оттисков, и 54 цифровых изображений гипсовых моделей. С помощью внутриротового сканера CEREC-3 (Sirona, Германия) были получены 18 цифровых изображений подготовленных зубов экспериментальной блока. Для экспериментального определения плотности прилегания цельнокерамических конструкций, материалом явились продольные шлифы зубов. Шлифы, полученные путем распила коронки зуба алмазным инструментом с водяным охлаждением, были изучены методом сканирующей электронной микроскопии (микроскоп Quanta 200 FEI SEM).

Совмещение цифровых изображений и их анализ в компьютерной программе CloudCompare осуществляли согласно методике, описанной в предыдущей главе (стр. 38-40). В ходе исследования с экспериментальной модели сняли 20 одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков, отлили по ним 20 гипсовых моделей и провели сканирование во внеротовом сканере VT Dental (Россия) и внутриротовом сканере CEREC-3 (Германия). Проведено совмещение и определение средней величины расхождения между цифровыми изображениями трех групп: ЦИ экспериментальной модели, ЦИ оттисков и ЦИ гипсовых моделей, полученным по этим оттискам. Наиболее точными, по отношению к цифровому изображению экспериментальной модели, получились цифровые изображения одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков, полученных с помощью внеротового сканера VT Dental (Россия) – $33,99 \pm 1,2$ (Рисунок 10).



Рисунок 10. Результат экспериментального исследования влияния метода получения оптического оттиска на размерную точность полученного изображения

Результаты анализа цифровых изображений представлены в таблицах 6 и 7.

Таблица 6 – Результаты измерений цифровых изображений оттисков, полученных с применением различных материалов и методов - значение медианы (мм)

Номер зуба в экспериментальном блоке	Материалы и методы, используемые для получения оттисков экспериментального блока					
	CEREC	ООП	ОДА	ДДА	ДДС	ОДС
	Значение медианы (мм)					
1	0.068471	0.022951	0.010047	0.064147	0.083556	0.097601
2	0.069463	0.023253	0.016742	0.071120	0.089125	0.086652
3	0.059873	0.020721	0.013218	0.045713	0.090146	0.096832
4	0.069522	0.024872	0.014575	0.060497	0.086811	0.089124
5	0.054872	0.028839	0.021445	0.049055	0.085984	0.089334
6	0.054796	0.079252	0.021973	0.065410	0.087645	0.087243
7	0.061655	0.049838	0.023735	0.061482	0.088225	0.085060
8	0.066872	0.036224	0.014429	0.068712	0.086754	0.087355
9	0.066723	0.046402	0.012566	0.055710	0.086032	0.086470
10	0.059625	0.053717	0.014696	0.056641	0.086623	0.089228
11	0.060125	0.061787	0.012871	0.056543	0.084582	0.084360
12	0.055791	0.086861	0.015409	0.057591	0.086555	0.090124
13	0.054226	0.061352	0.013692	0.056822	0.085963	0.086913
14	0.055470	0.037268	0.010077	0.056055	0.086214	0.079633
15	0.061655	0.049838	0.023735	0.061482	0.088225	0.085060
16	0.066872	0.036224	0.014429	0.068712	0.086754	0.087355
17	0.066723	0.046402	0.012566	0.055710	0.086032	0.086470
18	0.059625	0.053717	0.014696	0.056641	0.086623	0.089228
Среднее значение	0.061249	0.045238	0.015391	0.058964	0.086730	0.088281

Визуальный анализ полученных нами данных с помощью таблиц 8, 9, гистограмм (Рисунок 11) и коробчатых графиков (Рисунок 12), позволяет качественно оценить характеристики распределения случайных величин. Можно

Таблица 7 – Результаты измерений цифровых изображений гипсовых моделей, изготовленных по оттискам, полученных с применением различных материалов и методов - значение медианы (мм)

Номер зуба в экспериментальном блоке	Материалы и методы, используемые для получения оттисков экспериментального блока, по которым были получены гипсовые модели				
	ООП	ОДА	ДА	ОДС	ДС
	Значение медианы (мм)				
1	0.013832	0.028045	0.028045	0.039047	0.037987
2	0.016235	0.031047	0.031047	0.035119	0.036515
3	0.017429	0.035710	0.032710	0.039547	0.040550
4	0.013885	0.028795	0.032579	0.036758	0.041788
5	0.023849	0.029478	0.029478	0.034789	0.039874
6	0.022511	0.031814	0.033814	0.035024	0.038045
7	0.027229	0.026874	0.029976	0.035473	0.037984
8	0.017391	0.029647	0.031647	0.035779	0.040128
9	0.026451	0.030746	0.032746	0.036047	0.039478
10	0.036087	0.033478	0.032478	0.033017	0.040128
11	0.029457	0.030047	0.035047	0.034799	0.038457
12	0.041702	0.032871	0.030871	0.032568	0.037046
13	0.047318	0.031789	0.031891	0.033578	0.040182
14	0.029999	0.031348	0.032348	0.034547	0.041582
15	0.013885	0.028795	0.032579	0.036758	0.041788
16	0.023849	0.029478	0.029478	0.034789	0.039874
17	0.022511	0.031814	0.033814	0.035024	0.038045
18	0.027229	0.026874	0.029976	0.035473	0.037984
Среднее значение	0.025955	0.030835	0.031763	0.035435	0.039267

сделать вывод о том, что распределения значений признаков во всех группах отличаются от нормального (наблюдается ярко выраженная асимметрия, мультимодальность). В связи с этим для анализа данных целесообразно применение непараметрических статистических методов.

Таблица 8 – Описательные статистики распределения значений признака размерной точности гипсовых моделей, изготовленных по оттискам, полученных с применением различных материалов и методов (метрика Хаусдорфа) (N - количество гипсовых моделей)

Материалы и методы, используемые для получения оттисков экспериментального блока, по которым были получены гипсовые модели	N	Среднее	Медиана	Минимум	Максимум	25-я процентиль	75-я процентиль	Станд. откл.
ООП	18	0.026	0.025	0.014	0.047	0.017	0.03	0.01
ОДА	18	0.0308	0.0309	0.0269	0.0357	0.029	0.0318	0.0023
ДДА	18	0.0318	0.0321	0.028	0.035	0.030	0.0327	0.0018
ДДС	18	0.035	0.035	0.033	0.04	0.035	0.036	0.002
ОДС	18	0.0393	0.0397	0.0365	0.0418	0.038	0.0402	0.0016

Таблица 9 – Описательные статистики распределения значений признака размерной точности оттисков, полученных с применением различных материалов и методов (метрика Хаусдорфа) (N - количество оттисков)

Материалы и методы, используемые для получения оттисков экспериментального блока	N	Среднее	Медиана	Минимум	Максимум	25-я Процентиль	75-я Процентиль	Станд. откл.
CEREC	18	0.0612	0.06	0.0542	0.0695	0.055	0.0668	0.0059
ООП	18	0.045	0.042	0.021	0.087	0.026	0.059	0.021
ОДА	18	0.0154	0.0145	0.01	0.0237	0.013	0.016	0.0042
ДДА	18	0.059	0.057	0.046	0.071	0.056	0.063	0.007
ДДС	18	0.0867	0.0866	0.0836	0.0901	0.086	0.087	0.0017
ОДС	18	0.0883	0.0873	0.0796	0.0976	0.086	0.0893	0.0046

Метрика Хаусдорфа это мера расстояния между трехмерными полигональными поверхностями, используемая при оценке точности реконструкции трехмерных моделей [63]. В приложении к нашему исследованию размерная точность оттиска

тем больше, чем меньше значение метрики Хаусдорфа.

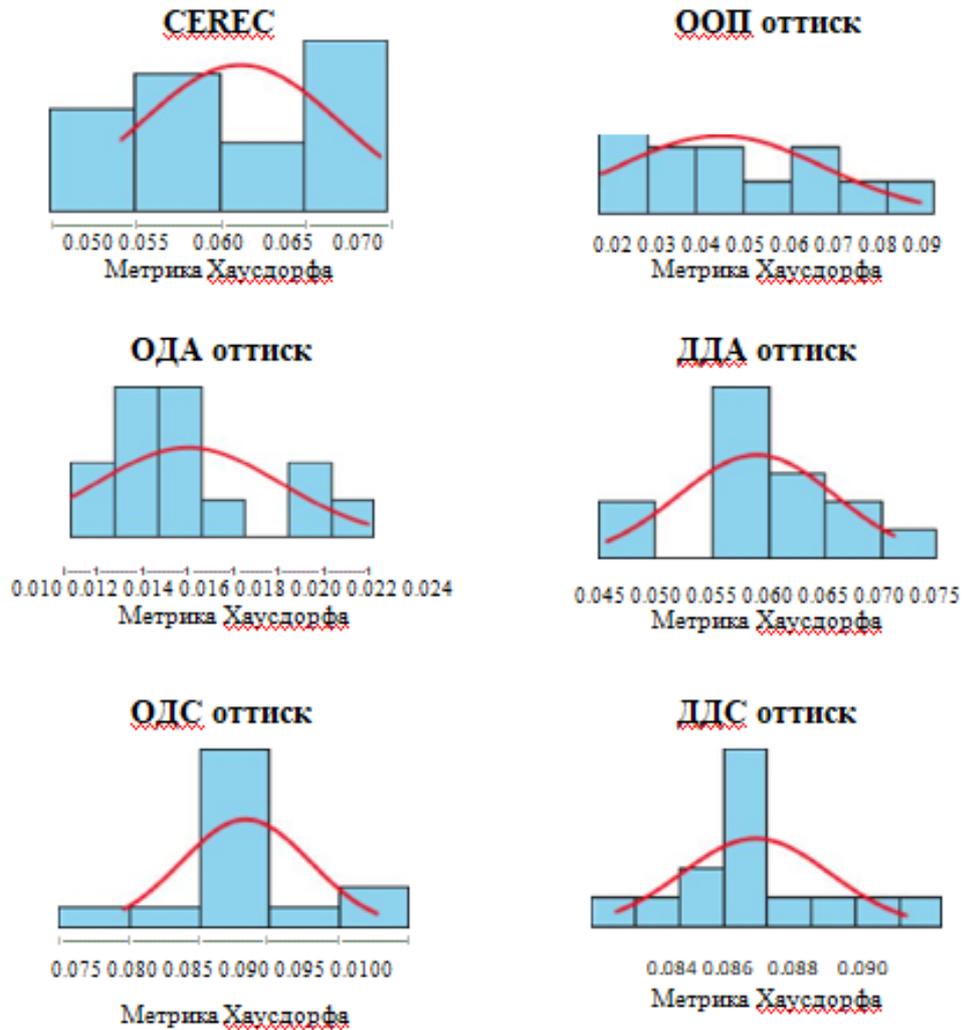


Рисунок 11 - Гистограммы распределения значений признака «размерная точность оттисков экспериментальной модели №2, полученных с применением различных материалов и методов» (метрика Хаусдорфа)

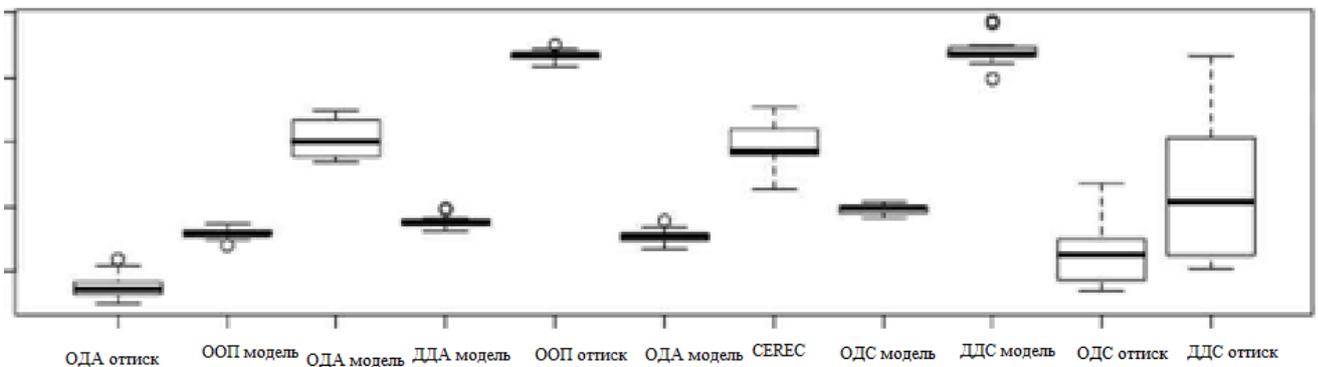


Рисунок 12 - Коробчатый график распределения значений признака «размерная точность оттисков» (метрика Хаусдорфа)

Сравниваемые группы являются связанными, т.к. содержат данные, полученные различными способами для одних и тех же объектов. Поэтому для сравнения применяли непараметрический критерий Уилкоксона для связанных выборок.

В данном исследовании в качестве критического был принят уровень значимости $p=0.01$. Уровень значимости $p < 0.01$ указывает, что вероятность ошибочного принятия гипотезы о различии групп меньше 0.01.

Для изучения влияния оттискового материала на размерную точность цифровых изображений оттисков в одну группу были объединены оттиски, полученные из А –силиконового оттискового материала двухэтапным двухслойным и одноэтапным двухслойным методами. Также в одну группу были объединены оттиски, полученные из С– силиконового оттискового материала двухэтапным двухслойным и одноэтапным двухслойным методами.

Результаты нашего исследования, свидетельствует о том, что цифровые изображения оттисков, полученных с применением А-силиконового материала обладают большей размерной точностью в сравнении с цифровыми изображениями оттисков, полученных из С-силикона на 16 % с уровнем значимости $p < 0.01$ (V-критерий Уилкоксона для связанных выборок = 3, $p=0.0000000373$).

При сравнении размерной точности цифровых изображений А-силиконовых и полиэфирных оттисков мы использовали W-критерий Уилкоксона-Манна-Уитни, так как число наблюдений в данных группах различается и их нельзя сравнивать как связанные.

Результаты нашего исследования, свидетельствует о том, что размерная точность цифровых изображений одномоментных двухфазных А-силиконовых оттисков выше размерной точности цифровых изображений полиэфирных оттисков на 17 % с уровнем значимости $p < 0.01$ ($V = 295$, $p = 0.0086$).

Цифровые оттиски, полученные с помощью сканирования одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков обладают большей размерной точностью в

сравнении с цифровыми изображениями гипсовых моделей, полученных по одноэтапным двухфазным А-силиконовым оттискам в 1,7 раза с уровнем значимости $p < 0.01$ (V-критерия Уилкоксона для связанных выборок $V = 101$, $p = 0.00085$).

Цифровые оттиски, полученные с помощью сканирования одномоментных двухфазных А-силиконовых оттисков обладают большей размерной точностью в сравнении с цифровыми изображениями, полученными с помощью внутриротового сканера CEREC-3 (Sirona, Германия) в 2,1 раза с уровнем значимости $p < 0.01$ (V-критерия Уилкоксона для связанных выборок $V = 0$, $p = 0.0001$).

Цифровые оттиски, полученные с помощью сканирования одномоментных двухфазных А-силиконовых оттисков обладают большей размерной точностью в сравнении с цифровыми изображениями с одноэтапных однослойных полиэфирных оттисков 2,2 раза с уровнем значимости $p < 0.01$ (V-критерия Уилкоксона для связанных выборок $V = 0$, $p = 0.0001$).

Цифровые оттиски, полученные с помощью сканирования одномоментных двухфазных А-силиконовых оттисков обладают большей размерной точностью в сравнении с цифровыми изображениями, полученных по двухэтапным двухфазным А-силиконовым оттискам в 2,4 раза с уровнем значимости $p < 0.01$ (V-критерия Уилкоксона для связанных выборок $V = 0$, $p = 0.0001$).

Цифровые оттиски, полученные с помощью сканирования одномоментных двухфазных А-силиконовых оттисков обладают большей размерной точностью в сравнении с цифровыми изображениями одноэтапных двухфазных С-силиконовых оттисков в 2,7 раза с уровнем значимости $p < 0.01$ (V-критерия Уилкоксона для связанных выборок $V = 0$, $p = 0.0001$).

Цифровые оттиски, полученные с помощью сканирования одномоментных двухфазных А-силиконовых оттисков обладают большей размерной точностью в сравнении с цифровыми изображениями двухэтапных двухфазных С-силиконовых оттисков в в 2,9 раза с уровнем значимости $p < 0.01$ (V-критерия Уилкоксона для

связанных выборок $V = 0$, $p = 0.00012207$).

Сканирование одномоментных двухфазных А-силиконовых оттисков точнее сканирования гипсовых моделей, которые были изготовлены по этим оттискам в 1,9 раза с уровнем значимости $p < 0.01$ (V-критерия Уилкоксона для связанных выборок $V = 0$, $p = 0.0000000075$).

Сканирование одномоментных однофазных полиэфирных оттисков точнее сканирования гипсовых моделей, которые были изготовлены по этим оттискам в 1,7 раза с уровнем значимости $p < 0.01$ (V-критерия Уилкоксона для связанных выборок $V = 0$, $p = 0.0001221$).

Сканирование одномоментных двухфазных С-силиконовых оттисков точнее сканирования гипсовых моделей, которые были изготовлены по этим оттискам в 2,3 раза с уровнем значимости $p < 0.01$ (V-критерия Уилкоксона для связанных выборок $V = 0$, $p = 0.0000000075$).

3.3. Результат экспериментального обоснования выбора оттискного материала и способа сканирования при восстановлении субтотальных дефектов зубов с использованием цельнокерамических коронок

Изучение качества внутреннего и краевого прилегания цельнокерамических коронок, изготовленных с помощью применением метода сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска и с помощью внутриротового лазерного сканирования CEREC-3 (Sirona, Германия) изучали с использованием сканирующей электронной микроскопии.

Основываясь на результаты, полученные в ходе экспериментального исследования совмещения цифровых изображений, можно получить порядок увеличения точности цифровых изображений: ЦИ С-силиконовых оттисков (0,80-0,82); ЦИ гипсовых моделей, полученных по С-силиконовым оттискам (; ЦИ экспериментальной модели, полученное с помощью внутриротового сканирования; ЦИ полиэфирных оттисков; ЦИ гипсовых моделей, полученных по

А-силиконовым оттискам; ЦИ гипсовых моделей, полученных по полиэфирным оттискам; ЦИ А-силиконовых оттисков (Рисунок 13).

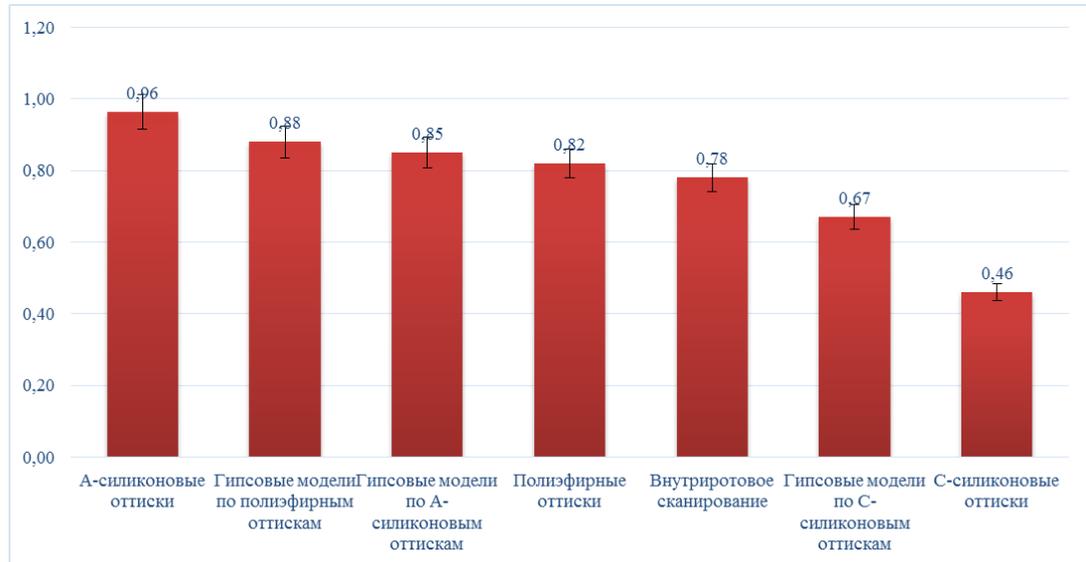


Рисунок 13 - Точность информационного изображения при сканировании оттисков и гипсовых моделей по этим оттискам

В результате проведенной сканирующей электронной микроскопии выявлено плотное, равномерное прилегание цельнокерамических коронок, как при создании конструкции с применением сканирования А-силиконового оттиска, так и при создании конструкции с помощью сканирования гипсовой модели, полученной по полиэфирному оттиску (Рисунок 14).

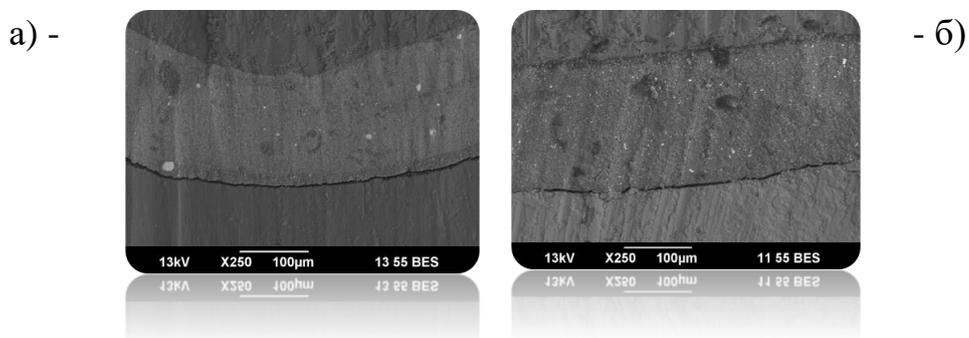


Рисунок 14 - Продольный шлиф зуба

а) зафиксированная цельнокерамическая коронка изготовлена с помощью сканирования А-силиконового оттиска;

б) зафиксированная коронка изготовлена с помощью сканирования гипсовой модели, полученной при сканировании полиэфирного оттиска.

Таким образом, результаты проведенных испытаний демонстрируют высокие показатели точности прилегания цельнокерамических конструкций в зависимости от обоснованного сочетания методики снятия оттиска, выбора оттискного материала и метода сканирования.

Результаты эксперимента по изучению точности краевого прилегания (краевого зазора) представлены в таблицах 10, 11.

Таблица 10 – Средние величины краевого прилегания цельнокерамических коронок, изготовленных с применением метода сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия)

Шифр зуба эксперимен- тальной модели	Поверхности				Среднее значение для каждого зуба (мкм)
	Мезиальная	Дистальная	Оральная	Щечная	
1	38.4838	59.9203	38.9812	35.9280	43.3283
2	33.3209	24.5132	17.9915	21.3039	24.2824
3	31.9815	20.8774	15.8794	19.4120	22.0376
4	35.4156	41.1512	35.5822	38.2280	37.5943
5	25.0385	35.9841	27.9628	31.4207	30.1015
6	32.6584	30.9830	38.3241	31.0218	33.2468
Среднее значение	34.8545	34.7624	26.5662	27.5288	30.9280

Таблица 11 – Средние величины краевого прилегания цельнокерамических коронок, изготовленных с применением с помощью внутриротового лазерного сканирования CEREC-3 (Sirona, Германия)

Шифр зуба	Поверхности				Среднее
	Мезиаль- ная	Дисталь- ная	Оральная	Щечная	
1	53.3006	56.7466	39.8795	50.1857	50.0281
2	47.8757	51.0199	51.3706	41.4540	47.9301
3	50.7037	39.2310	14.2234	37.9749	35.5333
4	43.0855	39.2626	36.2298	36.0630	38.6602
5	35.2339	42.8676	30.8963	41.3291	37.5817
6	47.1841	59.9280	49.8907	73.1025	57.5263
Среднее значение	54.9753	50.77094	48.71876	49.37058	50.9589

Визуальный анализ полученных нами данных с помощью таблицы 12, гистограмм (рис. 10) и коробчатого графика (рис. 11), позволяет качественно оценить характеристики распределения случайных величин. При этом можно сделать вывод о том, что распределения значений признаков во всех группах отличаются от нормального (наблюдается ярко выраженная асимметрия, мультимодальность). Это послужило поводом для применения непараметрических статистических методов.

Таблица 12 – Описательные статистики распределения значений величины краевого прилегания цельнокерамических коронок, изготовленных с применением метода сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия) и внутриротового лазерного сканирования CEREC-3 (Sirona, Германия) (N -количество коронок)

Материалы и используемые шлифованные керамическими	N	Средн	Медиа	Миним	Максим	25-я проц тиль	75-я проц тиль	Станд
CEREC-3	6	51	49	36	78	41	57	13
ОДА-оттиск	6	30.9	29.9	22	43.3	25	36.5	7.2
для обеих групп	12	41	38	22	78	30	48	14

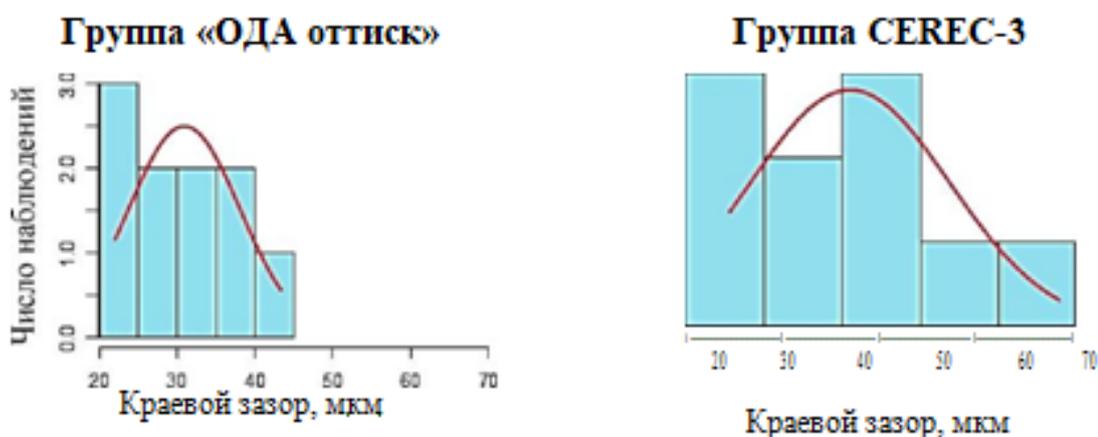


Рисунок 15 - Гистограммы распределения значений признака «величина краевого прилегания»

Примечание: группа «CEREC-3» -цельнокерамические коронки, изготовленные с применением технологии внутриротового лазерного сканирования; группа «ОДА- оттиск» - цельнокерамические коронки, изготовленные после сканирования в оптическом лабораторном сканере VT Dental (Россия) одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков.

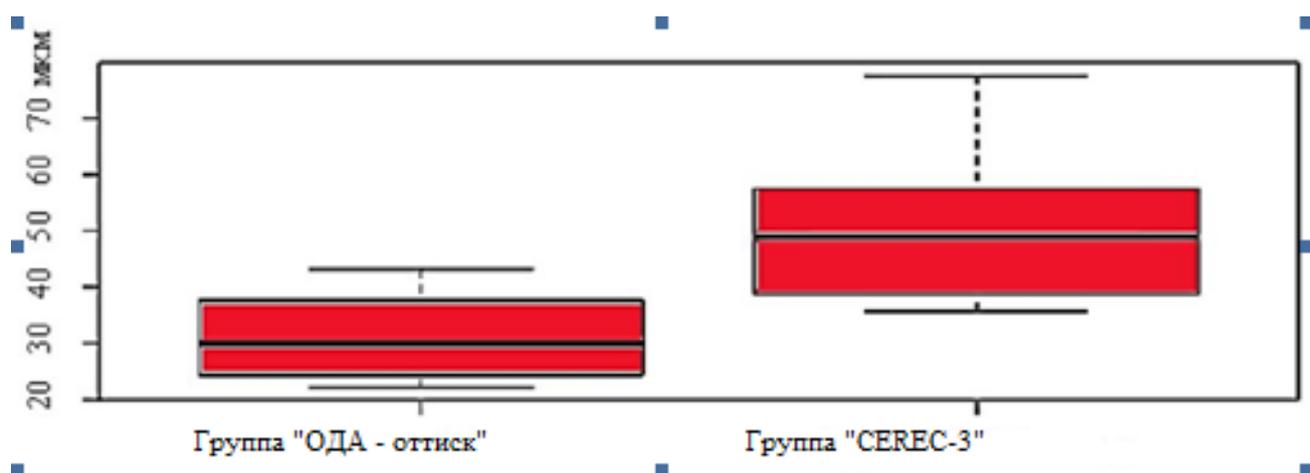


Рисунок 16 - Коробчатый график распределения значений признака «величина краевого прилегания»

Сравниваемые группы являются связанными, т.к. содержат данные,

полученные различными способами для одних и тех же объектов. Поэтому для сравнения мы применяли непараметрический критерий Уилкоксона для связанных выборок.

Результаты исследования показали, что среднее значение краевого зазора для цельнокерамических коронок, изготовленных после сканирования в оптическом лабораторном сканере VT Dental (Россия) одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков, составило 31 мкм, что соответствует «хорошему краевому прилеганию» по критериям «Renishaw» (для оценки краевого прилегания каркасов применяли критерии, описанные на стр.32).

Среднее значение краевого зазора цельнокерамических коронок, изготовленных с применением технологии внутриротового лазерного сканирования CEREC-3 (Sirona, Германия) составило 51 мкм, что соответствует «удовлетворительному краевому прилеганию» по критериям «Renishaw».

Величина краевого цельнокерамических коронок, изготовленных после сканирования в оптическом лабораторном сканере VT Dental (Россия) одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков оказалась в 1,64 раза меньше, чем величина краевого зазора цельнокерамических коронок, изготовленных с применением технологии внутриротового лазерного сканирования CEREC-3 (Sirona, Германия) ($p < 0.01$) (V-критерия Уилкоксона для связанных выборок $V = 55$, $p = 0.00195$).

Таким образом, меньшая величина краевого зазора цельнокерамических коронок, изготовленных после сканирования в оптическом лабораторном сканере VT Dental (Россия) одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков, свидетельствует о большей размерной точности цифровых оттисков, полученных внеротовым методом, по сравнению внутриворотным методом.

Результаты эксперимента по изучению точности краевого прилегания (краевого зазора) представлены в таблицах 13, 14.

Таблица 13 – Величина цементного зазора цельнокерамических коронок, изготовленных с применением метода сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия) (в мм)

Контрольные	Величина цементного зазора					
	Порядковый номер каркаса из диоксида циркония					
	1	2	3	4	5	6
Вестибулярная поверхность	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050	0.049
	0.050	0.050	0.049	0.050	0.050	0.050
	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050
Контактные поверхности	0.049	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050
	0.050	0.049	0.050	0.050	0.050	0.050
Язычная поверхность	0.050	0.052	0.050	0.050	0.050	0.050
	0.051	0.050	0.052	0.050	0.050	0.050
Окклюзионная поверхность	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050
	0.050	0.050	0.050	0.049	0.050	0.050
	0.050	0.051	0.050	0.050	0.050	0.050
Уступ	0.048	0.051	0.050	0.050	0.050	0.050
	0.050	0.050	0.049	0.050	0.050	0.050
	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050
	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050

Визуальный анализ полученных нами данных с помощью таблицы 15, гистограмм (Рисунок 15) и коробчатого графика (Рисунок 16) позволяет качественно оценить характеристики распределения случайных величин. При этом, можно сделать вывод о том, что распределения значений признаков во всех группах отличаются от нормального (наблюдается ярко выраженная асимметрия, мультимодальность). В связи с этим для анализа полученных данных целесообразным было применение непараметрических статистических методов.

Таблица 14 – Величина цементного зазора цельнокерамических коронок, изготовленных с применением с помощью внутриротового лазерного сканирования CEREC-3 (Sirona, Германия) (в мм)

Контрольные	Величина цементного зазора					
	Порядковый номер каркаса из диоксида циркония					
	1	2	3	4	5	6
Вестибулярная поверхность	0.058	0.058	0.057	0.059	0.058	0.058
	0.057	0.057	0.059	0.059	0.056	0.059
	0.058	0.058	0.058	0.058	0.055	0.060
Контактные поверхности	0.056	0.057	0.060	0.057	0.057	0.058
	0.060	0.059	0.059	0.054	0.055	0.055
Язычная поверхность	0.058	0.057	0.058	0.058	0.056	0.057
	0.057	0.058	0.057	0.059	0.060	0.059
Окклюзионная поверхность	0.058	0.057	0.059	0.060	0.059	0.060
	0.057	0.056	0.056	0.057	0.058	0.058
	0.059	0.060	0.056	0.055	0.058	0.057
Уступ	0.059	0.060	0.056	0.059	0.060	0.056
	0.057	0.057	0.060	0.058	0.059	0.057
	0.057	0.058	0.059	0.058	0.058	0.058
	0.058	0.058	0.054	0.058	0.060	0.057

Таблица 15 – Описательные статистики распределения значений величины внутреннего прилегания цельнокерамических коронок, изготовленных с применением метода сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия) и внутриротового лазерного сканирования CEREC-3 (Sirona, Германия) (N -количество коронок)

Материалы и методы, используемые для получения зубов зафиксированными цельнокерамическим и коронками	N	Среднее	Медиана	Минимум	Максимум	25-я процентиль	75-я процентиль	Станд. откл.
CEREC-3	6	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050	0.050	0.000
ОДА-оттиск	6	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.00
Для обеих групп	12	0.054	0.054	0.05	0.058	0.05	0.058	0.004

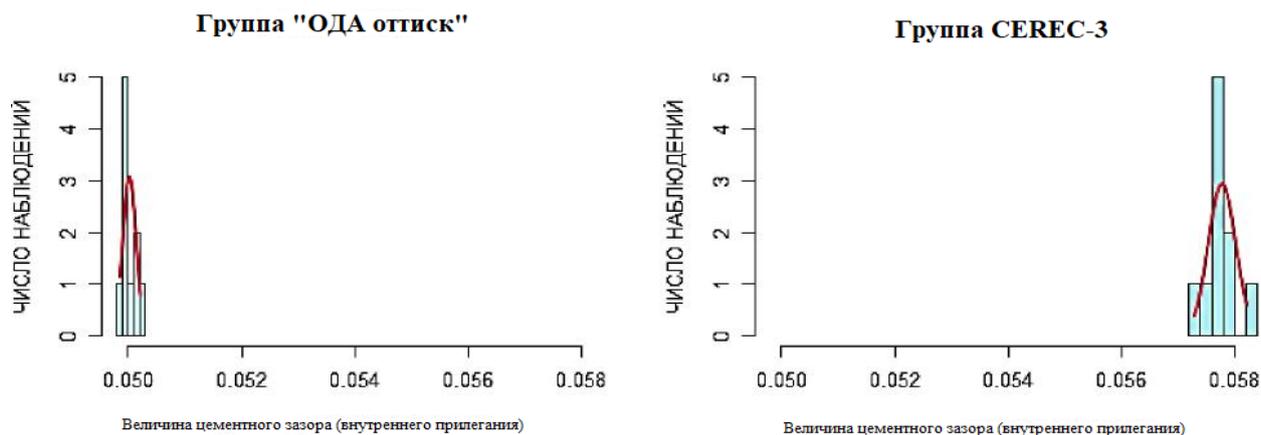


Рисунок 17 - Гистограммы распределения значений признака «величина внутреннего прилегания»

Примечание: группа «CEREC-3» -цельнокерамические коронки, изготовленные с применением технологии внутриротового лазерного сканирования; группа «ОДА- оттиск» - цельнокерамические коронки, изготовленные после сканирования в оптическом лабораторном сканере VT Dental (Россия) одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков.



Рисунок 18 - Коробчатый график распределения значений признака «величина внутреннего прилегания»

Сравниваемые группы (выборки) являются связанными, т.к. содержат данные, полученные различными способами для одних и тех же объектов. Поэтому для сравнения нами был применен непараметрический критерий Уилкоксона.

В таблице 16 приведено значение V-критерия Уилкоксона для связанных выборок и соответствующий ему уровень значимости p. В данном исследовании в качестве критического был принят уровень значимости $p=0.01$.

Таблица 16 – Результаты сравнения групп методом Уилкоксона

Признак	V-критерий Уилкоксона	p
Величина внутреннего прилегания	$V = 55$	$p = 0.00579305$ $p < 0.01$

В программном обеспечении VT Dental, при моделировании каркасов из диоксида циркония величину цементного зазора задавали в 0.05 мм. После фрезерования средняя величина цементного зазора цельнокерамических коронок, изготовленных с применением сканирования в оптическом лабораторном сканере VT Dental одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков, составила 0.050 ± 0.004 мм.

Средняя величина цементного зазора для цельнокерамических коронок, изготовленных с применением технологии внутриротового лазерного сканера CEREC-3 (Sirona, германия) составила 0.058 ± 0.004 мм.

Таким образом, точность внутреннего прилегания цельнокерамических коронок, изготовленных с применением сканирования в оптическом лабораторном сканере VT Dental одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков, оказалась больше, чем точность внутреннего прилегания цельнокерамических коронок, изготовленных с применением технологии внутриротового лазерного сканера CEREC-3 (Sirona, германия) ($p < 0.01$).

ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

4.1. Клиническая характеристика пациентов

Возрастная структура

Для изучения сохранности реставраций при восстановлении субтотальных дефектов с помощью цельнокерамических коронок, созданных путем сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT-Dental (Россия), было проведено обследование и лечение 95 соматически сохранных больных в возрасте от 18 до 35 лет. Средний возраст составил 27,6 года. Возрастная структура представлена на Рисунке 19.

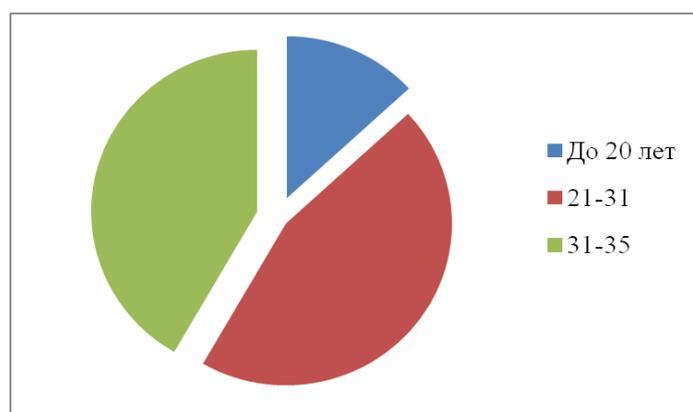


Рисунок 19 – Возрастная структура пациентов, участвующих в исследовании.

Половой состав.

В клиническом исследовании преобладали женщины - 57%, мужчины - 43%.

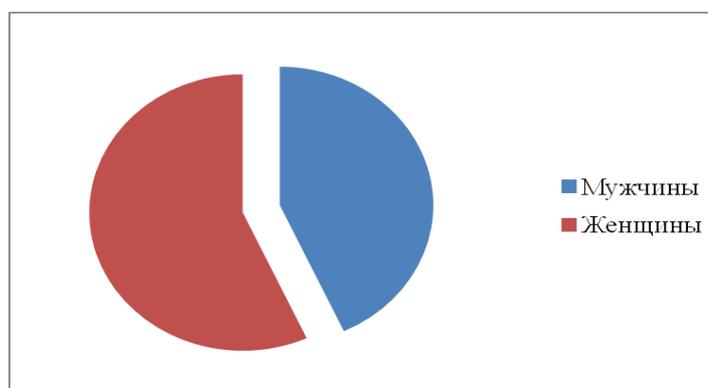


Рисунок 20 - Половой состав пациентов, участвующих в исследовании

Структура сопутствующей соматической патологии

На основании анализа анкеты первичного пациента на наличие общих заболеваний указало 39% пациентов, из них 44,21% указали в анамнезе заболеваний желудочно-кишечного тракта, 16,84% — заболевания ЛОР-органов, 10,53% - заболевания нервной системы, 5,26% - заболевания сердечно-сосудистой системы, 2,11% - заболевания опорно-двигательного аппарата (рис.21). У всех пациентов сопутствующие заболевания были в стадии компенсации. Наиболее часто из сопутствующей патологии отмечали заболевания желудочно-кишечного тракта (42,1%), что соответствует современным представлениям отечественных и зарубежных авторов о распространенности этого заболевания у лиц, с патологией твердых тканей зубов.

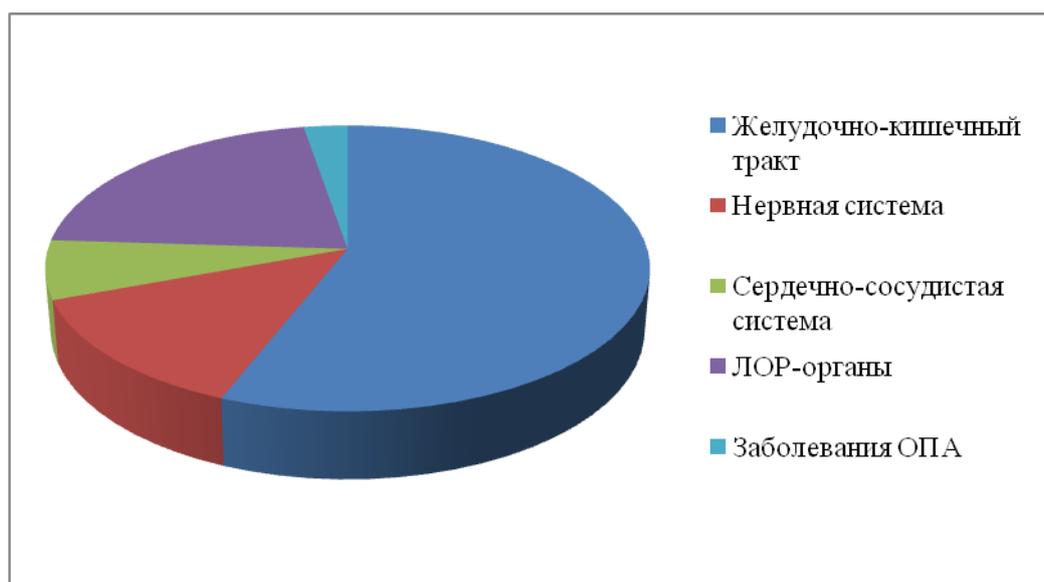


Рисунок 21 – Структура общесоматических заболеваний на основании анализа анкет пациента

Из перенесенных заболеваний детского возраста практически все больные (90%) отметили детские инфекции. Ранее протезирование несъемными конструкциями без потери зубов проводилось у 12,63% пациентов. Ортодонтическое лечение прошли 10,53% пациентов (10 человек). Ни один из опрошенных не указал на постоянный прием лекарственных препаратов, период лактации или беременность.

4.2. Состояние полости рта у больных до лечения

Пациенты, включенные в исследование, в анамнезе настоящего заболевания предъявляли жалобы на наличие дефектов твердых тканей зубов, скол зуба или выпадение пломбы.

Из 95 обследованных пациентов у 12 было ранее проведено протезирование несъемными одиночными конструкциями, у 81 пациента (85%) в разрушенных зубах ранее было проведено эндодонтическое лечение.

По данным первичного осмотра у пациентов были выявлены следующие изменения. Все пациенты предъявляли жалобы на разрушение зубов, скол стенки зуба (43%), выпадение пломбы (32%), болевые ощущения от термических и механических раздражителей (15%)

При оценке состоянии полости рта оценка состояния гигиены полости рта показала низкие значения индекса гигиены $1,82 \pm 0,21$ (неудовлетворительный уровень гигиены полости рта). У пациентов определялся мягкий и твердый зубной налет (94,74%), кровоточивость десен (63,16%), над- и поддесневой зубной камень (35,79%) (Рисунок 22).

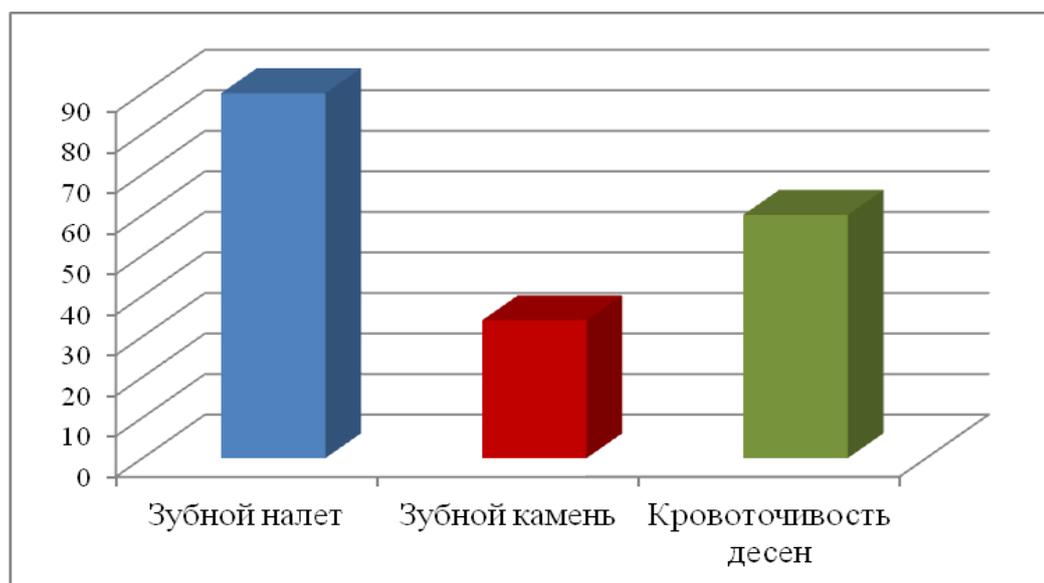


Рисунок 22 - Частота встречаемости симптомов заболеваний пародонта (%)

Изменения воспалительно-деструктивного характера в пародонте наблюдались лишь при наличии осложняющих факторов (дефекты зубных рядов,

аномалии прикуса, бруксизм и др.), когда отмечалась функциональная перегрузка пародонта. Слизистая оболочка полости рта в 84,5% случаев была бледно-розового цвета, без видимых патологических изменений.

Оценка качества жизни пациентов с помощью опросника ОНП-49-RU

У всех пациентов, включенных в исследуемые группы до лечения, отмечалось снижение уровня качества жизни, обусловленного стоматологическим здоровьем. В исследуемой группе показатель ОНП-49-RU достигал $40 \pm 3,8$.

4.3. Результаты клинического исследования степени сохранности реставраций в ближайшие и отдаленные сроки наблюдения в зависимости от выбора оттискового материала и способа сканирования при восстановлении цельнокерамическими коронками

Ортопедическое лечение было проведено у 95 пациентов (41 мужчины и 54 женщины). Было изготовлено 110 цельнокерамических коронок: 82 пациентам было установлено по 1 цельнокерамической коронке, 8 пациентам – по 2 цельнокерамические коронки, 4 пациентам - по 3 цельнокерамических коронки.

Отдаленные сроки наблюдения составили от 6 до 24 месяцев. За указанный период осложнений у пациентов не выявлено. Состояние краевого пародонта соответствовало норме, края искусственных коронок находились в десневой борозде, случаев рецессии десны и локализованного протезного пародонтита не обнаружено. Пациенты отмечали хороший эстетический результат протезирования и удобство при жевании.

Оценка эффективности ортопедического лечения, проводилась на основе 12 критериев модифицированного USPHS-теста (описание теста представлено на стр. 48 – 50). Оценка качества жизни пациентов, обусловленного стоматологическим здоровьем, проведена с помощью специализированного валидированного опросника «Профиль влияния стоматологического здоровья» ОНП-14-aesthetic-RU (Гилева О. С., 2013 г.).

Статистические вычисления проведены с использованием программы «Statistica for Windows, ver.6.0». Для каждого показателя вычисляли: среднее значение, среднеквадратическое отклонение, среднеарифметическую ошибку, коэффициент вариации. Во всех этапах статистического анализа критический уровень значимости p принимался равным 0,05.

Результаты оценки клинической эффективности лечения с помощью цельнокерамических коронок, изготовленных с применением метода сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия) и CAD/CAM системы CEREC-3 (Sirona, Германия) представлены в таблице 17.

Таблица 17 – Данные модифицированного USPHS-теста для оценки клинической эффективности лечения дефектов твердых тканей зубов искусственными коронками, изготовленными с применением метода сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия) и CAD/CAM системы CEREC-3 (Sirona, Германия).

	Категория	Оценка	Результаты контрольных осмотров (вид и количество искусственных коронок; сроки осмотров в месяцах)				
			1	6	12	18	24
	Аллергические реакции	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
	Краевая адаптация	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
		С	0	0	0	0	0
	Состояние десневого края	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
		С	0	0	0	0	0
	Цветовое соответствие	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
		С	0	0	0	0	0
	Качество поверхности	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0

		С	0	0	0	0	0
	Наличие сколов, трещин, дефектов поверхности	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
	Соответствие анатомической формы	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
		С	0	0	0	0	0
	Ретенция протеза	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
	Вторичный кариес	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
0	Перелом протеза	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
1	Качество интерпроксимальных контактов	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
2	Субъективные ощущения пациента	А	32	32	32	31	31
		В	0	0	0	0	0
		С	0	0	0	0	0

В ходе динамического наблюдения за пациентами, протезирование которых проводилось искусственными цельнокерамическими коронками при контрольных профилактических осмотрах через 1, 6, 12, 18 и 24 месяцев не было выявлено случаев возникновения переломов, сколов, трещин или иных дефектов изготовленных протезов, определяемых визуально. Также не было выявлено случаев нарушения прилегания искусственных коронок в пришеечной части зуба и возникновения вторичного кариеса, определяемых с помощью зонда и дентальных внутриротовых рентгенограмм. Не было выявлено воспалительных и аллергических явлений окружающих тканей в области искусственных коронок. Значение индекса РМА составило менее 15%, что соответствует низкой степени интенсивности гингивита. Все изготовленные искусственные коронки не отличались от соседних зубов по анатомической форме, тону, яркости, прозрачности и насыщенности.

Таким образом, из 95 случаев протезирования искусственными цельнокерамическими коронками, изготовленными с применением метода сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия) и CAD/CAM системы CEREC-3 (Sirona, Германия) было выявлено с помощью модифицированного USPHS-теста 1 случай возникновения клинически приемлемых осложнений, в виде субъективных ощущений пациента, которые вскоре исчезли, что позволяет нам сделать вывод о высокой эффективности ортопедического лечения с применением цифровых технологий получения изображений зубных рядов и изготовления несъемных протезов.

4.4. Результаты оценки эффективности протезирования и качества жизни, обусловленного стоматологическим здоровьем у пациентов, которым было проведено восстановление субтотальных дефектов твердых тканей зубов цельнокерамическими коронками

При оценке качества жизни пациентов, обусловленного стоматологическим здоровьем с помощью опросника OHIP-14-aesthetic-RU, в динамике двухлетнего наблюдения, обнаружено его улучшение после проведенного комплексного лечения в 1,4 раза и сохранение его на уровне в пределах средних значений показателя $37,6 \pm 2,1$ балла во всех группах исследования. Однако, выявлены различия между исследуемыми группа: в основной группе и группе сравнения 1 через 24 месяца после лечения показатель OHIP-14-aesthetic-RU составил $38,7 \pm 1,6$; в группе 2 – пациенты, которым проводилось внутриротовое сканирование для создания цельнокерамических коронок – значения показателя составили $35,5 \pm 2,3$ через 24 месяца после проведения протезирования (Рисунок 23).

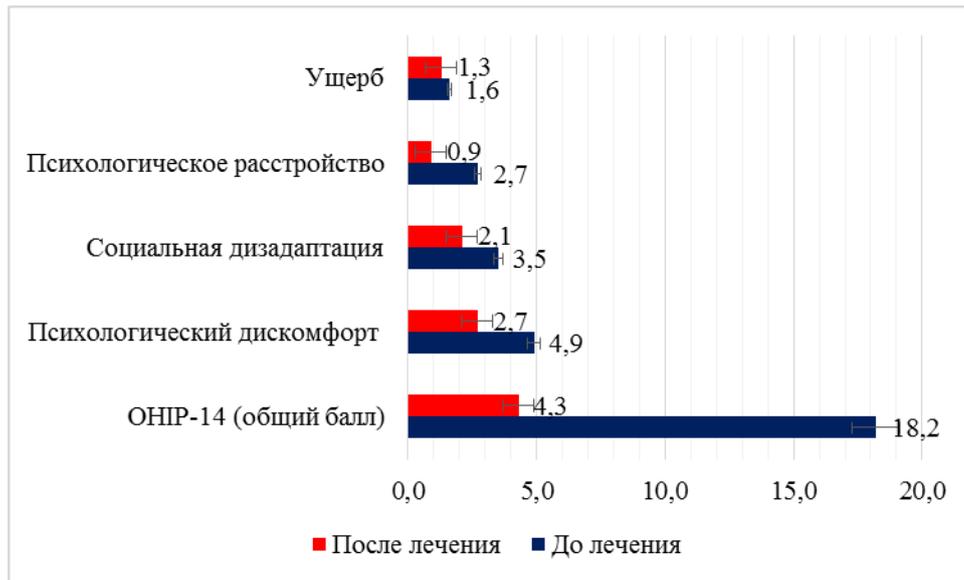


Рисунок 23 - Изменения показателей качества жизни пациентов, которым было проведено восстановление субтотальных дефектов твердых тканей зубов с использованием цельнокерамических коронок, созданных при внеротовом сканировании двухфазных одноэтапных А-силиконовых оттисков

После проведенного лечения пациентов выявлено улучшение показателей состояния полости рта. Значение индекса гигиены составило $0,48 \pm 0,06$, что соответствует хорошему уровню гигиены.

Состояние пародонта пациентов обеих групп улучшилось сразу после проведения профессиональной гигиены полости рта и лечения. В результате комплексного лечения, обучения навыкам гигиены полости рта уменьшилось количество мягких и твердых зубных отложений, кровоточивость десен (Таблица 18).

Таблица 18 – Индексная оценка состояния полости рта

	Проведено восстановление зубов цельнокерамическими конструкциями	
	До лечения	После лечения
КПУ	8.1 ± 0.5	8.1 ± 0.5
ОНИ-S	$0,84 \pm 0,05$	$0,46 \pm 0,06^*$
КПИ	$1,56 \pm 0,24$	$1,42 \pm 0,23^*$
		$*p \leq 0,05$

Сравнение значений показателя ОНIP-14-aesthetic-RU у пациентов исследуемых групп свидетельствует о том, что использование двухфазного одноэтапного А-силиконового оттиска для внеротового сканирования при создании цельнокерамических коронок, позволяет провести восстановление субтотальных дефектов твердых тканей зубов на высоком уровне, как и при проведении внеротового сканирования гипсовых моделей, обеспечивая высокую точность без учета погрешностей при создании гипсовых моделей. Сканирование оттисков при создании цельнокерамических коронок доказало повышение эффективности восстановления субтотальных дефектов твердых тканей зубов перед применением внутриротового сканирования для проведения протезирования, позволяет стабилизировать клиническое состояние пациентов.

Таким образом, экспериментальное обоснование, высокое качество цельнокерамических коронок, созданных при внеротовом сканировании двухфазного одноэтапного А-силиконового оттиска, а также существенное повышение качества жизни пациентов, обусловленное стоматологическим здоровьем, свидетельствуют о целесообразности выбора способа снятия оттиска, оттискного материала и метода сканирования при проведении протезирования цельнокерамическими коронками.

Во все сроки наблюдения при определении соответствия цвета конструкции, состояния краевого прилегания и целостности цельнокерамической реставрации выявлено полное совпадение цветовых оттенков, плотное прилегание и сохранение целостности (с. 75-76).

Резюме

Анализ результатов восстановления субтотальных дефектов твердых тканей зубов согласно предложенному нами способу, позволил достичь максимального лечебного результата, обеспечивая восстановление зубов и профилактику осложнений разрушения коронок зубов на протяжении сроков диспансерного наблюдения.

Клинический случай

Пациентка Т., 34 года, обратилась с жалобами на скол зубов 4.5, 4.6, 4.7. Скол зуба 4.6 . (Рисунок 24)



Рисунок 24 – Обзорная рентгенография пациентки Т. до лечения

Анамнез настоящего заболевания.

Зубы 4.5, 4.6, 4.7 лечены по поводу осложненного кариеса более 5 лет назад. Скол зуба 4.6 произошел 4 дня назад. Застревание пищи в области зубов 4.5, 4.6, 4.7 отмечает в течение года.

Таблица 19 – Зубная формула

О	К	К	П	П		П			П		П	П	П	П	О
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8
	П/С	П/С	П/С	П									П	П	

Пломбы на зубах 4.5, 4.6, 4.7 в неудовлетворительном состоянии: краевое прилегание нарушено, изменение цвета пломбы и тканей зуба на границе с пломбой. Зондирование зубов 4.6, 4.7 болезненное, термопроба положительная. Сравнительная перкуссия зуба 4.5 безболезненная. Гигиена полости рта неудовлетворительная (ОНИ-S=2.7, КПИ=0,2).

Диагноз: дефект твердых тканей зубов 4.5, 4.6, 4.7 (К 08.8)

План комплексного лечения:

1. Профессиональная гигиена полости рта.

2. Санация полости рта.

3. Восстановление зубов 4.5, 4.6, 4.7 цельнокерамическими конструкциями. После санации полости рта, пациентке был поставлен диагноз субтотальный дефект твердых тканей зубов 4.5, 4.6, 4.7 (К 08.8).

I прием. Осмотр. Консультация. Анализ рентгенологических снимков после санации. Снятие оттисков верхней и нижней челюсти для изготовления провизорных коронок.

II прием. Проведено препарирование зубов 4.5, 4.6, 4.7 под цельнокерамические коронки с использованием коффердама. Припасовка, перебазировка, шлифование и полирование провизорных коронок. Фиксация провизорных коронок на временный цемент TempBondNE (Kerr)

III прием. Снятие и очищение провизорных коронок и зубов 4.5, 4.6, 4.7. Ретракция десневого края по методике двух нитей в области зубов 4.5, 4.6, 4.7.

Снятие одноэтапного двухфазного оттиска А-силиконовым оттискным материалом (S1, S4 Bisico, Германия), проведено сканирование на лабораторном оптическом сканере VT Dental (Россия). Определение цвета будущей реставрации. Фиксация провизорных коронок на временный цемент TempBondNE (Kerr).

IV прием. Снятие и очищение провизорных коронок и зубов 4.5, 4.6, 4.7. Припасовка и фиксация цельнокерамических коронок на адгезивный цемент RelyX Ultimate (3M ESPE, США) (Рисунок 25).



Рисунок 25 – Результат ортопедического лечения цельнокерамическими коронками на зубах 4.5,4.6,4.7.

ГЛАВА 5. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

На основании анализа изучения специальной литературы, результатов ортопедического лечения больных, а также лабораторных исследований качества получения оттисков, качества внутреннего и краевого прилегания несъемных протезов, изготовленных с применением цифровых технологий, мы получили возможность высказаться по следующим вопросам этой проблемы:

1. О размерной точности оттисков, используемых при применении несъемных протезов.

2. О точности краевого прилегания цельнокерамических коронок, полученных путем фрезерования, с применением технологии сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска.

3. Об эффективности фиксации цельнокерамических коронок, полученных путем фрезерования, с применением технологии сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска на адгезивные и самоадгезивные цементы.

4. Об эффективности ортопедического лечения с применением цифровых технологий.

Результаты нашего исследования выявили более высокую размерную точность цифрового оттиска, полученного при сканировании одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия) по сравнению с традиционными методами: получения гипсовой модели от оттиска с применением полиэфира, С- силиконов и внутриротового сканирования.

Сканирование одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия) позволяет исключить погрешность движения полости рта при внутриротовом сканировании и процесс изготовления гипсовых моделей, что предупреждает возникновение деформации цифрового изображения при движении головы пациента и расширение гипса,

используемого для изготовления рабочих моделей, и позволяет на их основе получить высокоточные ортопедические конструкции.

Как известно, при изготовлении рабочей модели гипс расширяется в конце фазы застывания. Это явление объясняется его химическим строением. Образующиеся при затвердевании кристаллы имеют сферолитную игольчатую форму, напоминающую форму снежинок. По мере роста они оказывают друг на друга давление, пытаясь оттолкнуться друг от друга. Результатом такого действия является увеличение размеров гипсового изделия [6]. Коэффициент расширения высокопрочного гипса (Fujirock G.C., Япония), который мы применяли в нашем исследовании для изготовления рабочих моделей зубных рядов составляет 0,09%.

В результате явления расширения гипса при его затвердевании, гипсовая модель получается больших размеров по сравнению с оригиналом.

Как показали результаты нашего исследования, размерная точность цифровых изображений оттисков, изготовленных с применением различных оттискных материалов, возрастает в следующей последовательности: оттиск из С-силиконового материала, из полиэфирного оттискного материала, из А-силиконового материала ($p < 0.01$). Прежде всего, это связано с прочностными характеристиками оттискных материалов: самый прочный на разрыв материал – полиэфирный оттискной материал, деформируется особенно в области контактных промежутков, проецируя на экран деформированное цифровое изображение полиэфирного оттиска. С-силиконовые оттискные материалы деформируются при выведении в области контактных промежутков - разрываются, а в пришеечной области характеризуются недостаточно четким отображением уступа отпрепарированного зуба. Цифровые изображения оттисков из А-силиконовых оттискных материалов не деформируются в области контактных промежутков при выведении и четко отображают область отпрепарированного зуба.

В своем исследовании по изучению размерной точности традиционных оттисков М. А. Мурадов (2004) установил, что точность С-силиконовых оттисков значительно меньше по сравнению с А-силиконовыми. Позже, схожие результаты

были получены Vitti R. P. (2013), проводившим измерения гипсовых моделей, изготовленных по оттискам из А- и С- силиконов, и обнаружившим меньшее соответствие линейных размеров протезному ложу у моделей, изготовленных по С-силиконовым оттискам.

По данным ряда авторов одноэтапные оттиски обеспечивают более точную передачу размеров протезного ложа по сравнению с оттисками, полученными по двухэтапной методике, в независимости от вида применяемого оттискного материала [67, 136].

Проведенное нами исследование выявило различия в размерной точности цифровых изображений оттисков в зависимости от методики их получения. Следует отметить, что сравнительная оценка проводилась только между оттисками, полученными из одного материала ввиду того, что разные оттискные материалы имеют разную степень погрешности. При этом, было установлено, что при использовании С-силиконов лучшую передачу размерной точности демонстрируют оттиски, полученные по двухэтапной двухслойной методике ($p < 0.01$).

У группы А-силиконов не было выявлено статистически значимых различий в размерной точности оттисков, полученных двухэтапным двухслойным и одноэтапным двухслойным методами.

Результаты наших наблюдений, свидетельствуют о том, что размерная точность цифрового изображения оттиска зависит не только от вида применяемого материала и методики его получения, но и от их сочетания.

Полученные нами данные согласуются с исследованием, проведенным Siemer A. et al. [135]. Авторы сравнивали одноэтапный и двухэтапный методы получения оттисков из А-силиконов, однако статистически достоверных различий в точности передачи линейных размеров не обнаружили.

Результаты нашего исследования выявили более высокую размерную точность цифрового оттиска, полученного с помощью сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT

Dental (Россия), по сравнению с традиционными методами сканирования гипсовых моделей или использования CAD/CAM системы CEREC-3 (Sirona, Германия) ($p < 0.01$).

Многие авторы в своих исследованиях отмечали, что размерная точность цифровых оттисков, полученных с помощью внутриротовых сканеров соизмерима с размерной точностью традиционных оттисков. В частности, исследование P. Seelbach et al. [133], проводимое на фантомных моделях, показало, что цифровые оттиски, полученные с помощью внутриротовых сканеров iTero, CEREC AC Bluescan и Lava COS, позволяют изготавливать реставрации с аналогичной точностью как у реставраций, полученных с применением традиционных методов снятия оттиска. При этом, авторы отмечают, что цифровые оттиски можно рассматривать как альтернативу обычным методам получения оттисков при протезировании несъемными ортопедическими конструкциями. В своем исследовании, проводимом на фантомных моделях, A. Ender и A. Mehl [179] установили, что точность цифровых оттисков, полученных с помощью внутриротовых сканеров CEREC AC Bluescan и Lava COS, аналогична точности оттисков, полученных традиционными методами. А в 2013 году, уже в клиническом исследовании авторы установили, что данные внутриротовые сканирующие системы при соблюдении протокола получения цифровых оттисков позволяют получить высокоточные виртуальные объемные изображения протезного ложа.

Все цифровые изображения, полученные нами в лабораторном оптическом сканере VT Dental (Россия) при сканировании оттисков и моделей, оказались деформированы по сравнению с оригиналом. Цифровые изображения, полученные в ходе сканирования оттисков оказались меньше цифровых изображений, полученных после сканирования гипсовых моделей, изготовленных по данным оттискам. Что, на наш взгляд, объясняется, прежде всего, расширением гипса.

Результаты исследования показали, что сканирование одноэтапных двухфазных А-силиконовых оттисков в лабораторном оптическом сканере VT

Dental (Россия) во всех экспериментальных группах оказалось точнее, чем сканирование гипсовых моделей, который были изготовлены по этим оттискам ($p < 0.01$).

Оценивая эти данные, мы получили возможность сравнить их с результатами других исследований. В частности, A. Persson et al. [172] в своем исследовании, проводимом на фантомных моделях, пришли к выводу, что не существует значительной разницы в размерной точности цифровых оттисков, полученных с помощью лазерного лабораторного сканера D250 (3Shape) по силиконовым оттискам и по гипсовым моделям. Отличие полученных нами результатов от данных A. Persson et al., по-видимому, объясняется техническими возможностями используемых лабораторных сканеров.

Согласно ряду исследований размер вертикального краевого зазора цельнокерамических коронок находится в диапазоне от 23 до 74 мкм: Tinschert J. et al. [184], Coli P. [161], Bindl A. et al. [154]. Настоящее исследование подтвердило эти данные. Среднее значение краевого зазора каркасов из диоксида циркония, изготовленных с применением сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия), составило 31 мкм, что соответствует хорошему краевому прилеганию по критериям «Renishaw».

Среднее значение краевого зазора цельнокерамических коронок, изготовленных при внутриротовом лазерном сканировании CAD-CAM системой CEREC-3 (Sirona, Германия), составило 51 мкм, что соответствует удовлетворительному краевому прилеганию по критериям «Renishaw», т.е. вертикальный краевой зазор оказался несколько больше.

Результаты исследования показали, что величина краевого зазора цельнокерамических коронок, изготовленных с применением сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия), в 1,63 раза меньше, чем величина вертикального краевого зазора цельнокерамических коронок, полученных при внутриротовом

лазерном сканировании CAD-CAM системой CEREC-3 (Sirona, Германия) ($p < 0.01$).

Меньшая величина цементного зазора (или внутреннего прилегания) цельнокерамических коронок, изготовленных с применением технологии внеротового оптического сканирования А-силиконовых оттисков, свидетельствует о большей размерной точности в сравнении с цифровыми оттисками, полученными внутриротовым методом.

Оценивая эти данные, мы получили возможность сравнить их с результатами других исследований. В частности, Габышева-Хлустикова С.Ю. [19] в своем исследовании установила, что величина вертикального краевого зазора металлических каркасов искусственных коронок, изготовленных по традиционной технологии литья на огнеупорных моделях, находится в пределах от 100 мкм и более. Эти значения соответствуют максимально допустимым для функционирования несъемных протезов, но существенно уступают в точности используемой нами методики.

Более тонкие исследования А.Н. Ряховского с соав. [90] показали, что наименьший размер краевого зазора показывают системы CAD/CAM Lava ($24,0 \pm 2,3$ мкм) и Organical ($29,0 \pm 2,2$ мкм). Средние размеры краевого зазора коронок, изготовленных по этим системам, а также системам Hint-Els ($39,0 \pm 2,3$ мкм) и Katana ($38,0 \pm 2,5$ мкм), находятся в пределах значений «хорошее прилегание». Средние размеры краевого зазора коронок, изготовленных в системах Zeno ($41,0 \pm 4,4$ мкм), KaVo Everest ($43,0 \pm 4,3$ мкм), ARTICON ($42,0 \pm 4,2$ мкм), CEREC inLab ($48,0 \pm 2,4$ мкм), Procera ($63,0 \pm 2,2$ мкм), находятся в пределах значений «удовлетворительное прилегание». Для изготовления коронок авторы применяли традиционные методы получения оттисков и рабочих гипсовых моделей, которые сканировали в лабораторных сканерах различных фирм производителей. Представленные авторами параметры краевого зазора получены после ручной припасовки коронок, что оказывает существенное влияние на точность конечных результатов. Кроме того, проведенное авторами исследование

в большей степени было направлено на проведение сравнительной оценки технических возможностей CAD/CAM-систем.

В отечественной и зарубежной литературе нет публикаций, в которых было бы проведено сравнение технических возможностей CAD/CAM-систем не было освещено применение внеротового оптического сканера VT Dental (Россия), в частности сравнения точности цифровых изображений оттисков и гипсовых моделей, изготовленных по этим оттискам.

Полученные нами данные согласуются с исследованием профессора W.H. Mormann (2006) о том, что плотность точность краевого и внутреннего прилегания цельнокерамических конструкций, изготовленных при проведении внутриротового лазерного сканирования, выше, чем плотность точность краевого и внутреннего прилегания цельнокерамических конструкций, изготовленных традиционной методикой (то есть снятие силиконового оттиска и отливка гипсовой модели). При этом, данные, полученные в результате исследования, подтверждаются данными литературы [140, 160, 187] о том, что при внутриротовом сканировании есть значительный недостаток – это движение головы и тканей полости рта во время проведения процедуры сканирования, таким образом, в результате, мы получаем неточное цифровое изображение и, соответственно, не плотное внутренне и краевое прилегание цельнокерамических конструкций.

Основной целью данного исследования было обосновать эффективность применения сканирования оттисков и тканей протезного ложа на клиничко–лабораторных этапах протезирования несъемными зубными протезами. Как демонстрацию результата проведенного ортопедического лечения по разработанной методике сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска лабораторным оптическим сканером VT Dental (Россия), была проведена оценка качества ортопедического лечения на основе 12 критериев модифицированного USPHS-теста (описание теста представлено на стр. 53-54). Данный тест универсален, прост, доступен, не требует сложного оборудования,

больших временных затрат. При этом он позволяет комплексно и достаточно достоверно оценить качественное состояние несъемного протеза и дать объективную оценку результатов протезирования.

Как показало наблюдение за пациентами в течение 24 месяцев, 1 из 110 изготовленных несъемных протезов имел клинически приемлемое отклонение, в виде субъективных ощущений пациента, которые вскоре исчезли.

Во время наблюдения за результатами проведенного протезирования, не было отмечено ни одного случая нарушения прилегания протезов в пришеечной части зуба, развития вторичного кариеса, жалоб на боль под коронкой, а также ни одного случая появления аллергической или воспалительной реакции.

При осмотре поверхности несъемных протезов не отмечалось случаев нарушения качества поверхности. Также не было выявлено случаев нарушения интерпроксимальных контактов с соседними зубами, и ни одного случая нарушения цементной фиксации.

Результаты модифицированного USPHS-теста позволяют нам сделать вывод о высокой эффективности ортопедического лечения, основанного на применении цифровых технологий получения изображений зубных рядов и изготовления несъемных протезов методом фрезерования.

Полученные нами данные согласуются с результатами более ранних клинических исследований оценки эффективности применения несъемных протезов, изготовленных с использованием цифровых технологий, согласно которым выживаемость несъемных протезов, которые изготовлены из стеклокерамики методом фрезерования, находится в пределах от 92% до 100% за наблюдаемый период от 1 до 5 лет [140, 160, 187]. Основываясь на результатах клинических исследований З.В. Разумная [79] установила, что 98,5% искусственных коронок, изготовленных с применением CAD/CAM системы через год после фиксации, отвечают всем клиническим требованиям, что также совпадает с результатами нашего исследования.

По мнению ряда авторов, [64, 91] после протезирования несъемными ортопедическими конструкциями, изготовленными методом фрезерования, развитие хронического воспаления пародонта, вследствие недостаточного краевого прилегания, встречается крайне редко, что также совпадает с результатами нашего исследования.

Таким образом, применение цифровых технологий изготовления несъемных протезов дает возможность получить реставрации с минимальным краевым зазором, что способствует долговечности протезов, а в целом повышению эффективности ортопедического лечения.

ВЫВОДЫ

1. Точность цифрового изображения тканей протезного ложа зависит от вида стоматологического материала, используемого на этапах протезирования субтотальных дефектов коронковой части зубов цельнокерамическими конструкциями: при сканировании оттисков, наиболее точным ($33,99 \pm 1,2$ мкм) получается цифровое изображение двухфазных одноэтапных оттисков; при проведении сканирования гипсовых моделей, наиболее точным ($40,12 \pm 0,8$ мкм) получается цифровое изображение гипсовых моделей, полученных по полиэфирным оттискам.

2. Наиболее высокой размерной точностью обладает цифровое изображение одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска, полученного с помощью лабораторного оптического сканера ($0,050 \pm 0,004$).

3. Изменения точности цифровых изображений зависят от метода получения оттиска, оттискного материала и способа сканирования. Выявлено возрастание точности в следующей последовательности: 1) ЦИ С-силиконовых оттисков ($0,80 \pm 0,002$ мкм); 2) ЦИ гипсовых моделей, полученных по С-силиконовым оттискам ($0,68 \pm 0,02$ мкм); 3) ЦИ экспериментальной модели, полученное с помощью прямого сканирования внутриротовым сканером CEREC-3 (Sirona, Германия) ($0,58 \pm 0,004$ мкм); 4) ЦИ полиэфирных оттисков ($0,052 \pm 0,005$ мкм); 5) ЦИ гипсовых моделей, полученных по А-силиконовым оттискам ($0,54 \pm 0,001$ мкм); 6) ЦИ гипсовых моделей, полученных по полиэфирным оттискам ($0,52 \pm 0,002$ мкм); 7) ЦИ А-силиконовых оттисков ($0,050 \pm 0,004$ мкм) ($p < 0,01$).

4. Искусственные коронки из стеклокерамического материала, изготовленные с применением сканирования одноэтапного двухфазного А-силиконового оттиска, полученного с помощью лабораторного оптического сканера имеют более точное внутреннее прилегание в сравнении с искусственными коронками из стеклокерамического материала, изготовленными

при использовании внутриротового лазерного сканирования с помощью CAD/CAM-системы CEREC-3 (Sirona, Германия) в 2,1 раза с уровнем значимости ($p < 0.01$).

5. Наиболее плотное внутреннее и краевое прилегание цельнокерамических коронок, изготовленных с использованием лабораторного оптического сканера VT Dental (Россия), одноэтапных оттисков двухфазным А-силиконом и фиксированными на адгезивный цемент RelyX Ultimate (3M ESPE, США).

6. Применение выбора цифрового изображения полости рта при протезировании субтотальных дефектов твёрдых тканей зубов цельнокерамическими конструкциями обеспечивает сохранение удовлетворительного прилегания конструкции в полости рта, снижение частоты осложнений (на 10 % в сравнении с внутриротовым методом создания цельнокерамических коронок).

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Пациентам, с установленным диагнозом субтотальный дефект твердых тканей зубов, в рамках подготовки к протезированию необходимо проводить санацию полости рта и обучению соблюдению гигиены полости рта.

2. При ортопедическом лечении субтотальных дефектов твердых тканей зубов цельнокерамическими коронками с использованием сканирования оттиска, необходимо снимать одноэтапный двухфазный оттиск из А-силиконового оттискного материала.

3. При зубном протезировании субтотальных дефектов твердых тканей зубов цельнокерамическими коронками с использованием сканирования гипсовой модели, необходимо применять одноэтапный оттиск из полиэфирного материала.

4. При протезировании такими прецизионными конструкциями, как керамические вкладки, можно с уверенностью рекомендовать применение сканирование на аппаратах отечественного производства.

5. Диспансерное наблюдение пациентов после завершения протезирования дефектов коронок зубов цельнокерамическими реставрациями, позволяет гарантировать успех только у лиц, обученных соблюдению гигиены полости рта, с профилактическим осмотром и контролем краевого прилегания цельнокерамической конструкции не реже 1 раза в 6 месяцев.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

ДДА – двухэтапный двухслойный А-силиконовый оттиск

ДДС – двухэтапный двухслойный С-силиконовый оттиск

ГМ – гипсовая модель

КЖ – качество жизни

ООП – одноэтапный однослойный полиэфирный оттиск

ОДА – одноэтапный двухслойный А-силиконовый оттиск

ОДС – одноэтапный двухслойный С-силиконовый оттиск

CAD/CAM (Computer-aided design / Computer-aided manufacturing) – система автоматизированного проектирования и изготовления

СЭМ – сканирующая электронная микроскопия

ЦО – цифровой оттиск

ЦИ – цифровое изображение

ЦИГМ – цифровое изображение гипсовых моделей

ЦИО – цифровое изображение оттиска

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Антоник М.М. Система оценки и критерии качества протезирования искусственными коронками / М. М. Антоник, А. Н. Ряховский // Клиническая стоматология. – 2005. - №2. - С. 54-60
2. Бальцер А. Сравнение традиционного ручного и автоматизированного методов изготовления мостовидных конструкций / А. Бальцер, В. Кауфманн-Шиноян // Современная ортопедическая стоматология. – 2010. – № 8. – С. 22-25.
3. Баршев М.А. Современные CAD/CAM-технологии для стоматологии / М. А. Баршев, С. В. Михаськов // Стоматология. 2011. – Т. 90., № 2. – С. 71-73.
4. Бахл Р. Перемены, неизменная часть будущего. Часть 3 / R. Bahle // Новое в стоматологии. - 2012. - № 6. - С. 78-87.
5. Бахл Р. Перемены, неизменная часть будущего. Часть 2 / R. Bahle // Новое в стоматологии. - 2012. - № 5. - С. 85-93.
6. Вагнер В.Д. Точный оттиск - точная модель - точный протез / В.Д. Вагнер, О.В. Чекунков // Вопросы стоматологического образования: юбилейный сборник научных трудов. – Москва; Краснодар, 2013. – С. 128-131.
7. Ван Нурт Р. Основы стоматологического материаловедения / Ван Нурт Р. – М.: КМК-Инвест, 2004. – 304 с.
8. Вишняков Г. Н. Оптические схемы измерения формы трехмерных объектов методом проекции полос / Г. Н. Вишняков, К. Е. Лоцилов // Оптический журнал. –2011. – № 2. – С. 42-47.
9. Вишняков Г.Н. Экспериментальные исследования метрологических характеристик оптического сканера CAD/CAM - системы OPTIKDENT / Г.Н. Вишняков. // Измерительная техника. – 2013. – № 11. – С.27-28.
10. Вольвач С.И. Обзор новых разработок и модификаций известных технологий CAD/CAM стоматологического назначения. Часть III / Новое в стоматологии. –2014. - № 2. – С. 75-82.

11. Вокулова Ю.А. Разработка и внедрение цифровых технологий при ортопедическом лечении с применением несъемных протезов зубов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Вокулова Юлия Андреевна. Нижний Новгород, 2017. – 208 с.
12. Габышева – Хлустикова С.Ю. Клинико-морфологическая оценка и разработка методов повышения качества краевого прилегания искусственных коронок: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Габышева – Хлустикова Светлана Юрьевна. — Нижний Новгород, 2012. – 124 с.
13. Гажва С.И. Анализ ошибок и осложнений при протезировании с применением несъемных ортопедических конструкций / С.И. Гажва, Г.А. Пашинян, О.А. Алешина // Стоматология. — 2010. — № 2. — С. 65-66.
14. Жолудев С.Е. Вариант восстановления эндодонтически пролеченных зубов/ С.Е. Жолудев, Ю.Н. Ивлев // Институт стоматологии. 2020. — № 1. — С. 48-51.
15. Жолудев С.Е. Размерная точность при протезировании съёмными протезами пациентов с полным отсутствием зубов / С.Е. Жолудев, В.А. Луганский // Панорама ортопедической стоматологии. 2005. — № 3. — С. 18.
16. Жулев Е.Н. Керамические протезы: монография. / Е.Н. Жулев. – Н. Новгород: Изд - во НГМА, 2012 – 216 с.
17. Жулев Е.Н. Методика получения оттисков с использованием индивидуальной ложки и одновременной регистрацией положения центральной окклюзии / Е.Н. Жулев, Д.Н. Яковлев // Институт стоматологии. - 2010. - Т. 4. - № 49. - С. 56-58.
18. Жулев Е.Н. Ортопедическая стоматология: Учебник. / Е.Н. Жулев. – М.: Медицинское информационное агентство, 2012 – 824 с.
19. Золотухина Е. В. Сравнительная клинико-функциональная оценка эффективности различных средств ретракции десны при применении несъемных протезов: дис. канд. мед. наук: 14.01.14 / Е.В. Золотухина. - Н. Новгород, 2014. – 130 с.

20. Ибрагимов Т. И. Актуальные вопросы ортопедической стоматологии с углублённым изучением современных методов лечения / Т.И. Ибрагимов, Н.А Цаликова - М.: Практическая медицина, 2006. – 255 с.
21. Ибрагимов Т. И. Компьютерные технологии в стоматологии. Некоторые технические характеристики CAD/CAM-систем, применяющих в работе интраоральные камеры / Т.И. Ибрагимов [и др.] // Стоматология для всех. – 2008. -№ 3. – С. 30–32.
22. Ибрагимов Т. И. Разработка первой российской CAD/CAM-системы Optik Dent / Т. И. Ибрагимов, Н. А. Цаликова // Стоматология. - 2011. - Т. 90. - № 2. - С. 62-64.
23. Ибрагимов Т. И. Современные компьютерные технологии в ортопедической стоматологии: состояние и перспективы / Т. И. Ибрагимов, Н. А. Цаликова // Вестник ДГМА - 2013. – Т. 8. - № 3. - С. 57-59.
24. Ибрагимов Т.И. Компьютерные трехмерные изображения: положительный опыт применения в стоматологической практике / Т.И. Ибрагимов, Г.В. Большаков, А. В. Габучян // Медицинская наука Армении НАН РА. – 2010. - № 1. - С. 104-110.
25. Ибрагимов Т.И. Оттисковые материалы в стоматологии / Т.И. Ибрагимов, Н.А Цаликова. - М.: Практическая медицина, 2007. - 128 с.
26. Карапетян А. А. Возможности различных CAD/CAM-систем по точности сканирования и изготовления каркасов несъемных зубных протезов / А.А. Карапетян, А.Н Ряховский, Г.С.Аваков // Клиническая стоматология. - 2010. – № 3. - С. 12-17.
27. Керн М. Современный уровень развития CAD/CAM-технологий изготовления стоматологических реставраций / М. Kern, R. Luthardt // Новое в стоматологии. - 2003. -№ 6. - С. 57-60.
28. Корнманн Ф. Цифровая стоматология в общем потоке / F. Kornmann, B. Roland // Новое в стоматологии. - 2014. - № 5. – С. 64–72.

29. Костюкова В. В. Сравнительный обзор внутриротовых трехмерных цифровых сканеров для ортопедической стоматологии / В.В. Костюкова, А.Н. Ряховский, М.М.Уханов // Стоматология. - 2014. - Т. 93. - № 1. - С. 53-59.
30. Красильников Н. Н. Метод получения 3D – изображений, основанный на диффузном отражении света сканируемыми объектами / Красильников Н. Н. // Информационно-управляющие системы. – 2009. - № 6. – С. 7–11.
31. Криспин Б. Д. Современная эстетическая стоматология. Практические основы / Б. Д. Криспин / Перевод Б. Яблоновский. – М.: «Квинтэссенция», 2003. – 304 с.
32. Кузнецова М.Б. Влияние подготовки зубов для несъемных протезов на свободную десну: автореф. дис. канд. мед.наук/ М.Б. Кузнецова. – Тверь, 2012. - 24 с.
33. Лавреев М.В. Исследование возможности применения лазерной сканирующей системы для создания интраорального стоматологического сканера / М.В. Лавреев // Биотехносфера. - 2013. - № 5 (29). - С. 39-43.
34. Лебедеико И. Ю. Обзор компьютерных реставрационных систем / И.Ю. Лебедеико, А.Б. Перегудов, С.М. Вафин // Панорама ортопедической стоматологии. - 2012. - № 2. - С.40-45.
35. Лебедеико И. Ю. Современные безметалловые реставрации по технологии «CEREC» / И.Ю. Лебедеико, М.В. Лебедеико, Лобач А.О. // Современная ортопедическая стоматология. - 2007. - № 8. - С. 18-20.
36. Лебедеико И.Ю. CAD/CAM технология реставрации зубов – CEREC / под ред. проф. И.Ю. Лебедеико. – М.: Практическая медицина, 2014. – 112 с.
37. Лебедеико И.Ю. Ортопедическая стоматология: национальное руководство / Под ред. И.Ю. Лебедеико, С.Д. Арутюнова, А.Н. Ряховского. – М., ГЭОТАР-Медиа, 2016. – 824 с.
38. Лебедеико, А.Б. Перегудов, С.М. Вафин // Панорама ортопедической стоматологии. - 2012. - № 2. - С.40-45.

39. Левин Г. Г., Вишняков Г. Н., Лоцилов К. Е., Ибрагимов Т. И., Лебеденко И. Ю., Цаликова Н. А. Современные стоматологические CAD/CAM системы с интраоральными 3D профилометрами/ Левин Г. Г., Вишняков Г. Н., Лоцилов К. Е., Ибрагимов Т. И., Лебеденко И. Ю., Цаликова Н. А. //Измерительная техника. - 2010. – № 2. – С.52-54.

40. Лобач О.А. Cerec inLab теперь и для зуботехнических лабораторий/ Лобач О.А. // Панорама ортопедической стоматологии. - 2002. - № 3. - С. 40 -42.

41. Лоцилов К.Е., Сухоруков К.А., Пирогов В.В., Пирогов И.В. Метод создания цифровых 3D-моделей зубов для стоматологического CAD/CAM-комплекса / Лоцилов К.Е., Сухоруков К.А., Пирогов В.В., Пирогов И.В.// 14-я конференция «Фотометрия и ее метрологическое обеспечение» Тезисы докладов. М., ВНИИОФИ. 2004. – С. 131-133.

42. Манаков А.Л. Оптическое устройство измерения геометрических размеров и формы гипсовых моделей челюстей / А.Л. Манаков, В.Ю. Татарин, Н.Ф. Услугин А.Г. Шабалин, А.В. Шишарин // Тр. 4-й науч. конф. по радиофизике. - Н.Новгород. ННГУ. - 2000. - С. 203-204.

43. Маркскорс Р. Несъемные стоматологические реставрации / Р. Маркскорс – М. Информационное агентство Newdent, 2007. – 368 с.

44. Меженин А.В. Тозик В.Т. Определение подобия 3D полигональных объектов в интеллектуальных системах / Меженин А.В. Тозик В.Т. // Труды международных научно-технических конференций «Интеллектуальные системы» (AIS'07) и «Интеллектуальные САПР» (CAD-2008). – М.: Физматлит, 2008, Т.2. – С. 27-32.

45. Мурадов М.А. Клинические особенности получения двухэтапного двухслойного оттиска / М.А. Мурадов // Новое в стоматологии. – 2008. – №1(149). – С. 114-118.

46. Мурадов М.А. Оценка качества отображения границ препарирования рабочими оттисками при несъемном протезировании / М.А. Мурадов, А.Н., Ряховский Р.М. Хамзатов // Стоматология. - 2013. - № 4. - С. 50-56.

47. Мурадов М.А. Сравнительный анализ прецизионных оттисков: дисс. канд. мед. наук: 14.00.21 / М.А. Мурадов. - М., 2004.-136 с.
48. Назарян Р.Г. Сравнительная оценка эффективности ортопедического лечения мостовидными протезами из монолитного или облицованного диоксида циркония: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 / Р.Г. Назарян - М., 2016.-140 с.
49. Ньюмейер П. Гибридный абатмент для сканирования / Neumeire P. // Новое в стоматологии. – 2014. - № 5. – С. 86–90.
50. Павлюк Ю. Новые аппараты CEREC MC XL и inLab MC XL / Павлюк Ю. // LAB. Журнал для ортопедов и зубных техников. - 2007. - № 2. - С. 42 - 43.
51. Павлюк Ю. Обновленный CEREC новый уровень сотрудничества между ортопедами и зубными техниками / Павлюк Ю. // LAB. Журнал для ортопедов и зубных техников. - 2007. - С. 40-41.
52. Персин Л. С. Способ компьютерной визуализации зубных рядов в голове путем сопоставления цифровых изображений: пат. 2 496 445 Рос. Федерация, МПК7 А61С 9/00 / заявитель и патентообладатель Л. С. Персин, Ч. Р.Дзараев. - № 2012133262/14; заяв.03.08.2012; опубл. 27.10.2013 Бюл. № 30. – 9 с.
53. Полховский Д.М. Применение компьютерных технологий в стоматологии / Д.М.Полховский // Современная стоматология. – 2008. - № 1. – С. 24–27.
54. Разумная З.В. Совершенствование технологии изготовления зубных протезов с помощью CAD/CAM системы: дисс. канд. мед. наук: 14.00.21 / З.В. Разумная – М., 2012. – 96 с.
55. Ретинская М.В. Современные безметалловые реставрации «CEREC»/ Ретинская М.В. и др. // Современная ортопедическая стоматология. - 2007. - № 8. - С. 18-21.
56. Розенштиль С.Ф. Ортопедическое лечение несъемными протезами / С.Ф. Розенштиль - М.: Медпресс, 2010. – 940 с.

57. Рудаков В.А. Влияние металлических и безметалловых каркасов искусственных коронок на состояние десны у опорных зубов и имплантатов: дисс канд. мед. наук: 14.00.21 / В.А. Рудаков. – М., 2013. – 141 с.
58. Ряховский А. Н. Влияние типа оттискового материала, оттискной ложки и методики получения оттиска на его размерную точность и глубину проникновения оттискового материала в "зубодесневую бороздку". Исследование *in vitro* / А.Н. Ряховский М. А. Мурадов // Стоматология. — 2005. — Т. 84. - № 4. — С. 57-64.
59. Ряховский А.Н. Виды оттисков для несъемных протезов, их классификация, терминология / А.Н. Ряховский // Стоматология. – 2002. – Т. 81. - № 5. – С. 58-61.
60. Ряховский А.Н. Влияние ретракции десны и типа оттискового материала на глубину проникновения корригирующего материала в зубодесневую бороздку / Ряховский А.Н. // Институт стоматологии. — 2010. — № 4. – С. 59-60.
61. Ряховский А.Н. Сравнение четырех CAD/CAM систем (Cerec inLab, Everest, DCS, Hint-Els) для изготовления зубных протезов / А.Н. Ряховский, А.А. Карапетян, Б. В Трифонов // Панорама ортопедической стоматологии. - 2006. - № 3. - С. 8-19.
62. Ряховский А.Н. Сравнительное исследование различных CAD/CAM-систем для изготовления каркасов несъемных зубных протезов / А.Н. Ряховский, А.А. Карапетян, Г.С. Аваков // Стоматология. – 2011. - №2. – С. 57 – 61.
63. Ряховский А.Н. Точный оттиск / А.Н. Ряховский, М.А. Мурадов. – М., 2006. – 227 с.
64. Ряховский А.Н. Цифровая стоматология / А.Н. Ряховский - М.: ООО «Авантис», 2010. – 282 с.
65. Смит Б., Хоу. Л. Коронки и мостовидные протезы в ортопедической стоматологии / Б. Смит, Л. Хоу; пер. с англ.; под общ. ред. Е.Ю. Новикова. – М.: МЕДпресс-информ, 2010. – 344 с.

66. Терри Д. Эстетическая и реставрационная стоматология. Выбор материалов и методов / Д. Терри, В. Геллер. - М.: ИД «Азбука», 2013. – 703 с.
67. Тетерин А.И. Сравнительная оценка точности оттисков для ортопедического лечения дефектов твердых тканей зубов искусственными коронками / Тетерин А.И., Жулев Е. Н. // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 3. – Режим доступа: <https://www.science-education.ru/ru/article/view?id=19416>
68. Тишкин В.О. Качество электронных копий физических объектов/ Тишкин В.О. // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. - 2008. - № 52. - С. 69-72.
69. Тишкин В.О. Методика сборки и обработки данных, полученных в процессе 3D-сканирования/ Тишкин В.О. // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. - 2011. - Т. 71. - № 1. - С. 87-92.
70. Трезубов В. Н. Ортопедическая стоматология: Прикладное материаловедение / В. Н. Трезубов, Л.М Мишнев, Е.Н. Жулев – М.: МЕДпресс-информ, 2008. – 384 с.
71. Туати Б. Эстетическая стоматология и керамические реставрации / Б. Туати, П. Миара, Д. Нэтэнсон. – М.: ИД «Высшее Образование и Наука», 2004. – 448 с.
72. Федчишин О.В. Лазерный 3D сканер 3SHAPE D700 основа точности и быстродействия CAD/CAM системы / Федчишин О.В. // Сибирский медицинский журнал (Иркутск). - 2010. – Т. 97. - № 6. - С. 259-261.
73. Фишер М. Комбинированная работа с цифровыми технологиями / M. Fischer, V. Votteler // Новое в стоматологии. - 2012. - № 5. - С. 74-84.
74. Фрадеани М. Ортопедическое лечение. Систематизированный поход к достижению эстетической, биологической и функциональной интеграции реставраций. Т. 2 / М. Фрадеани, Д. Бардуччи - М.: ИД «Азбука», 2010. – 600 с.

75. Цаликова Н.А. Компьютерные технологии в ортопедической стоматологии / Н.А. Цаликова, М.Г. Дзгоева, О.А.Фарниева // Владикавказский медико-биологический вестник. - 2013. - Т. 16. - № 24-25. - С. 98-103.
76. Цельнокерамические реставрации // Сборник статей – М.: ООО «Медицинская пресса», 2010. – 232 с.
77. Цимбалистов А.В. Оттисковые материалы и технология их применения / А.В. Цимбалистов, С.И. Козицына, Е.Д. Жидких. - Санкт-Петербург, 2005. – 90 с.
78. Швейгер И. Точность и цифровые технологии / J. Schweiger, F. Beuer // Новое в стоматологии. – 2014. - № 1. – С. 18–29.
79. Швейгер И. Цифровая стоматология / Schweiger, J. [и др.] // Новое в стоматологии. – 2012. - № 4. – С. 39–52.
80. Яковлев Д.Н. Клинико-лабораторное обоснование применения керамических протезов при ортопедическом лечении дефектов зубов и зубных рядов / Дис. канд. мед. наук Д.Н. Яковлев. – Нижний Новгород, 2010. - 148 с.
81. 3-d camera for recording surface structures, in particular for dental purposes: patent US006885464, Int. Cl.: G01B 11/24 / Assignee: Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim (DE). - Appl. No.: 09/342,736; filed: 29.01.1999. Date of Patent: 26.04. 2005.
82. Akyalcin S. Are digital models replacing plaster casts? // Dentistry. – 2011. - № 1. – P. e102. doi:10.4172/2161-1122.1000e102
83. Akyalcin S. Comparison of 3-dimensional dental models from different sources: Diagnostic accuracy and surface registration analysis / S. Akyalcin [et al.] // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. - 2013. - № 144. - P. 831-837.
84. Akyalcin S. Diagnostic accuracy of impression-free digital models / S. Akyalcin [et al.] // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. – 2013. – V. 144. № 6. - P. 916-922.
85. Al-Ameleh B. Clinical trial in zirconia: a systematic review / B. Al-Ameleh [et al.] // Journal of Oral Rehabilitation. - 2010. - V. 37. № 8. – P. 641–52.

86. Alhourri N. Assessment of the quality of impressions for crown and bridgework // *Smith Damascus University Journal for Health Science*. – 2010. – № 26. - P. 193–204.
87. Andriessen F. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study / F. Andriessen [et al.] // *Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2014. – V. 111. - № 3. – P. 186-194.
88. Apparatus and method for optical 3D measurement: patent US 20090279103, Int. Cl.: G01B 11/24, A61C 19/04 / Assignee: SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH, Bensheim (DE). - Appl. No.: 12/506,531; filed: 21.07.2009. Date of Patent 12.11.2009.
89. Barnes D.M. A clinical evaluation of a resin-modified glass ionomer restorative material. / D.M. Barnes [et al.] // *J.A.D.A.* - 1995. – V. 126. - P. 1245–1253.
90. Batista F. E. Accuracy of Single-Step versus 2-Step Double-Mix Impression Technique / F. E. Batista [et al.] // *ISRN Dentistry*. - 2011. – Vol. Article ID 341546 – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3169190/>
91. Beuer F. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations / F. Beuer, J. Schweiger, D. Edelhoff // *Br Dent J*. - 2008. – V. 204. - № 9. - P. 505-511.
92. Bindl A., Mörmann W.H. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. / *J Oral Rehabil*. – 2005. - V. 32. - № 6. - P. 441-447.
93. Birnbaum N. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality / N. Birnbaum, H. Aaronson // *Compend Contin Educ Dent*. – 2008. – V. 29. - № 8. -P. 498-505.
94. Birnbaum N.S. 3D Digital Scanners: A High-Tech Approach to More Accurate Dental Impressions. [Электронный ресурс] / N.S. Birnbaum [et al.] // *Inside Dentistry*. – 2009. – V. 5. - № 4. – Режим доступа: <http://www.dentalaegis.com/id/2009/04/3-dimensional-digital-scanners-a-high-tech-approach-to-more-accurate-dental-impressions>.

95. Brawek P. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems / P. Brawek [et al.] // *Clinical oral investigations*. – 2013. – V. 17. № 9. – P. 2119-2125.
96. CAD/CAM технологии в стоматологии (сборник статей). – М., ООО «Медицинская пресса», 2011. – 216 с.
97. Chan D. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation / D. Chan [et al.] // *Operative Dentistry*. - 2011. – V. 36. - № 5. - P. 486-491.
98. Chen C. Comparing Laser and CBCT in Scanning Plaster Dental Models / C. Chen [et al.] // *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. -2008. – V. 105. - № 4. – P. e51-e51.
99. Christensen G.J. Laboratories want better impressions / *J. Am. Dent. Assoc.* – 2007. – V. 138. - № 4. – P. 527–529.
100. Coli P., Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. // *Int J Prosthodont*. - 2004. V. 171. - № 5. – P. 577-580.
101. Costa J. B. Evaluation of Different Methods of Optical Impression Making on the Marginal Gap of Onlays Created with CEREC 3D / J. B. da Costa [et al.] // *Operative Dentistry*. -2010. – V. 35. - № 3. - P. 324-329.
102. Cuperus A. Dental models made with an intraoral scanner: A validation study / A. Cuperus [et al.] // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. - 2012. – V. 142. - № 3. – P. 308-313.
103. Davidowitz G. The Use of CAD/CAM in Dentistry / G. Davidowitz, P. Kotick // *Dental Clinics of North America*. - 2011. – V. 55. - № 3. - P. 559-570.
104. DeLong R. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches / DeLong R [et al.] // *J Dent Res*. - 2003. - V. 82, № 6. – P. 438-442.
105. Durbin D. 3d dental scanner: patent US007494338, Int. Cl.: A61 C 1/00, A6 C 19/04 / Assignee: Duane Durbin, Dennis Durbin, Arun Dalmia, Childers Edwin M C. - Appl. No.: 11/032,851; Filed: 11.12. 2005. date of patent: 24.02. 2009.

106. Ender A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision / A. Ender, A. Mehl // *J Prosthet Dent.* – 2013. – V. 109. № 2. – P. 121-128.
107. Ender A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. / A. Ender, A. Mehl // *Int J Comput Dent.* – 2011. – V. 14. № 1. – P. 11-21.
108. Ender A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning camera / A. Ender, A. Mehl // *Int J Comput Dent.* – 2013. – № 16. – P. 11-21.
109. Erhardt N. CAD / CAM и ноу-хау / N. Erhardt, T. Erhardt-Nusser // *Новое в стоматологии.* – 2013. - № 6. – С. 72 – 79.
110. Euan R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: Influence of the CAD/CAM system and the finish line design / R. Euan [et al.] // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 2014. - V. 112. № 2. – P. 155-162.
111. Flugge T. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner / T. Flugge [et al.] // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* - 2013. – Vol. 144, № 3. – P. 471-478.
112. Haselton D.R., Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns // *Prosthet. Dent.* — 2000. — Vol.83, №4. — P. 396.
113. Heintze S.D., Rousson V. Survival of zirconia and metal supported fixed dental prostheses: a systematic review// *Int J Prosthodont.* - 2010. – V. 23. - № 6. – P. 493-502.
114. Henkel G.L. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions // *Compend Contin Educ Dent.* – 2007. - Vol. 28, №8. - P.422 – 431.
115. Hurt A. J. Digital technology in the orthodontic laboratory // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* - 2012. – V. 141. - № 2. – P. 245-247.

116. Im J. Comparison of virtual and manual tooth setups with digital and plaster models in extraction cases / J. Im [et al.] // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. - 2014. - V. 145. - № 4. – P. 434-442.
117. Jonathan Ng. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods / Ng. Jonathan [et al.] // Journal of Prosthetic Dentistry. - 2014. – V. 112. - № 3. – P. 555-560.
118. Kasparova M. Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models [Электронный ресурс] / М. Kasparova [et al.], 2013. – Режим доступа: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/12/1/49> (дата обращения: 15.05.2020)
119. Kattadiyil M. Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication / M. Kattadiyil [et al.] // Journal of Prosthetic Dentistry. - 2014. – V. 112. № 3. – P. 444-448.
120. Kazuo H. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices / H. Kazuo [et al.] // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. -2013. – V. 144. - № 4. – P. 619-625.
121. Kim J. Accuracy and precision of polyurethane dental arch models fabricated using a three-dimensional subtractive rapid prototyping method with an intraoral scanning technique / J. Kim [et al.] // Korean J Orthod. – 2014. – V. 44, № 2. - P. 69-76.
122. Kim M. Accuracy of an intraoral digital impression using parallel confocal imaging/ M. Kim // J Dent Res. – 2012. - V 91. – P. 995.
123. Kim S. Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging / S. Kim [et al.] // Int J Prosthodont. – 2013. – V. 26, № 2. – P. 161-163.
124. Laser digitizer system for dental applications: patent EP 1 579 171, Int Cl.: G01B

125. Lee C. Use of an Intraoral Laser Scanner During the Prosthetic Phase of Implant Dentistry: A Pilot Study / C. Lee [et al.] // *J Oral Implantol.* – 2015. – V. 41/ - № 4. - P. 126-132.
126. Logozzo S. A comparative analysis of intraoral 3d digital scanners for restorative dentistry. [Электронный ресурс] / S. Logozzo [et al.] // *The Internet Journal of Medical Technology.* - 2008. - V. 5, № 1. - Режим доступа: <http://ispub.com/IJMT/5/1/10082>.
127. Luthardt R. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing / R. Luthardt [et al.] // *Int J Prosthodont.* – 2004. - V. 17. - № 6. – P. 680-685.
128. Massironi D. Precision in dental esthetics. Clinical and laboratory procedures / D. Massironi, R. Pascetta, G. Romeo. - Quintessence, 2006. – 464 p.
129. Miyazaki T. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience / T. Miyazaki [et al.] // *Dent Mater J.* – 2009. – V. 28. - № 1. – P. 44–56.
130. Mormann W.H. The evolution of the CEREC system // *JADA.* - 2006.- V. 137. - № 9. - P. 7 - 13.
131. Mormann W.H., Blindl A. The Cerec 3. A quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results // *Quint. Inf.* 2000. - V. 31. - № 10. - P. 699-712.
132. Mormann W.H. The origin of the CEREC method: A personal review of the first 5 years / *Int. J. Comput. Dent.* - 2004. - № 7. - P. 11-24.
133. Nedelcu R. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis / R. Nedelcu, A. Persson // *J Prosthet Dent.* - 2014. - V. 112. - № 6. – P. 1461-1471.
134. Noort R. The future of dental devices is digital // *Dental Materials.* - 2012. – V. 28. - № 1. - P. 3-12.
135. Olsson K.G. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs / Olsson K.G., [et al.] // *Int. J. Prosthodont.* - 2003. –V. 16, № 2. - P. 150-156.

136. Parsell D. Effect of camera angulation on adaptation of CAD/CAM restorations. / D. Parsell [et al.] // *J Esthet Dent.* - 2000. – V. 12. - № 2. – P. 78-84.
137. Patzelt S. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners / S. Patzelt [et al.] // *Clin Oral Investig.* - 2014. – V. 18. - № 6. – P. 1687-1694.
138. Patzelt S. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws / S. Patzelt [et al.] // *J Am Dent Assoc.* - 2013. – V. 144. - № 8. – P. 914-920.
139. Patzelt S. The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study / S. Patzelt [et al.] // *J Am Dent Assoc.* – 2014. – V. 145/ - № 6. – P. 542-551.
140. Persson A. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner / A. Persson [et al.] // *J Prosthet Dent.* – 2006. – V. 95. - № 3. – P. 194-200.
141. Persson A. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology / A. Persson [et al.] // *Dental Materials.* - 2008. – V. 24. - № 8. – P. 1123-1130.
142. Persson A. Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness / A. Persson [et al.] // *Dental Materials.* - 2009. – V. 25. - № 7. – P 929-936.
143. Phark J. Marginal fit of all-ceramic crowns using conventional and digital impressions / J. Phark [et al.] // *J Dent Res.* - 2012. - № 91. - P. 991.
144. Raghav D. A comparative clinical and quantitative evaluation of the efficacy of conventional and recent gingival retraction systems: An in vitro study / D. Raghav [et al.] // *European Journal of Prosthodontics.* – 2014. – V. 2. № 3. - P. 76-81.
145. Rudolph H. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology / H. Rudolph, R.G. Luthardt, M.H. Walter // *Computers in Biology and Medicine.* - 2007. – Vol.37, №5. – P. 579-587.
146. Scanning dental models: patent US 8417493, Int. Cl.: G06F 7/48 / Assignee: GeoDigm, Chanhassen, MN (US). - Appl. No.: 12/715,999; filed. 02.03.2010. date of patent 09.04.2013.

147. Schaefer O. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro / O. Schaefer [et al.] // *Journal of Dentistry*. - 2014. – V. 42. - № 6. – P. 677-683.
148. Seelbach P. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow / P. Seelbach [et al.] // *Clin Oral Investig*. - 2013. - V. 17, № 7. - P. 1759-1764.
149. Shannon A. Expanded clinical uses of a novel tissue-retraction material / A. Shannon // *Compend Contin Educ Dent*. – 2002. – V. 23. - № 1 (Suppl.). – P. 3-18.
150. Sousa M. Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements / M. Sousa [et al.] // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. - 2012. - № 142. – P. 269-273.
151. Sven R. Intraoral system for optical impressions - a review / R. Sven [et al.] // *International Journal of Computerized Dentistry*. - 2013. - V. 16. - № 2. - P. 143 - 162.
152. Syrek A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wave front sampling / A. Syrek [et al.] // *J Dent*. - 2010. – V. 38. - № 7. – P. 553-559.
153. Thongthammachat S. Dimensional accuracy of dental casts: Influence of tray material, impression material, and time / S. Thongthammachat [et al.] // *J. Prosthodont*. – 2002. – V. 11. – № 2. - P. 98–108.
154. Tinschert J. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study / J. Tinschert [et al.] // *Int J Prosthodont*. - 2001. - V. 14. № 3. - P. 231.
155. Van der Meer W. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology / W. van der Meer [et al.] // *Plos One*. – 2012. – V. 7. - № 8. - e43312.
156. Vitti R.P. Dimensional accuracy of stone casts made from silicone-based impression materials and three impression techniques / R.P. Vitti [et al.] // *Braz Dent J*. – 2013. V. 24. - № 5. – P. 498-502.

157. Wassell R. Crowns and other extra-coronal restorations: impression materials and technique. / R. Wassell, D. Barker, A. Walls // *Br Dent J.* - 2002. – V. 192. - № 12. - P. 679 - 690.
158. Wiranto M.G. Validity reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. / M.G. Wiranto [et al.] // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* - 2013. – V.143. - № 3. - P. 140-147.
159. Yuzbasioglu E. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. [Электронный ресурс] / E. Yuzbasioglu [et al.], 2013. – Режим доступа: <http://www.biomedcentral.com/1472-6831/14/10>.
160. Zandparsa R. Digital Imaging and Fabrication // *Dental Clinics of North America.* - 2014. – V. 58. - № 1. - P. 135-158.
161. Zaruba M. New applications for three-dimensional follow-up and quality control using optical impression systems and OraCheck/ M. Zaruba, A. Ender, A. Mehl // *Int J Comput Dent* - 2014. – V. 17. - № 1. - P. 53-64.