

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЦЕНТР
«ЦЕНТРАЛЬНЫЙ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ
СТОМАТОЛОГИИ И ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ХИРУРГИИ»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

БОРОВСКИЙ ЛЕОНИД БОРИСОВИЧ

**ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ ИНТРАОРАЛЬНОГО СКАНИРОВАНИЯ
ЧЕЛЮСТЕЙ ПАЦИЕНТОВ С ДЕНТАЛЬНЫМИ ИМПЛАНТАТАМИ
ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО
ГЕОМЕТРИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА**

3.1.7 – Стоматология

Диссертация

на соискание учёной степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

Заслуженный деятель науки РФ,

д.м.н., профессор,

член-корреспондент РАН

Лосев Ф.Ф.

Москва – 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	13
1.1 Проблема полного отсутствия зубов и современные подходы к реабилитации.....	13
1.2 Современные цифровые технологии в стоматологии	16
1.3 Сканирование в стоматологии	21
1.4 Биологические и технические аспекты несъемного протезирования с опорой на дентальные имплантаты	30
1.5 Особенности сканирования пациентов с полным отсутствием зубов и установленными дентальными имплантатами	34
1.6 Методы совершенствования для сканирования позиций дентальных имплантатов при полном отсутствии зубов	41
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ	53
2.1 Общая характеристика исследования	53
2.2 Материал исследования	53
2.3 Разработка вспомогательного геометрического устройства	55
2.4 Методы исследования	61
2.5 Получение и обработка данных	64
2.6 Методика расчёта показателей точности	66
2.7 Статистическая обработка	72
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ	75
3.1 Сравнительная оценка точности прототипов вспомогательных геометрических устройств в лабораторных условиях (<i>in vitro</i>).....	75
3.2 Анализ физической и виртуальной формы скан-маркеров в составе ВГУ	88
3.3 Пилотное клиническое исследование.....	93
3.4 Сравнение результатов <i>in vivo</i> и <i>in vitro</i>	109
ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ	118

4.1 Влияние геометрии скан-маркера на точность алгоритмов регистрации и сшивания кадров	122
4.2 Клиническая эффективность ВГУ: сравнение со цилиндрическими скан-маркерами (<i>in vivo</i>).....	125
4.3 Ограничения исследования	129
ВЫВОДЫ	134
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	136
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ	138
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	141

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования

Протоколы несъёмного протезирования с опорой на имплантаты всё чаще сочетаются с CAD/CAM-технологиями и интраоральным сканированием. Цифровой рабочий процесс заметно сокращает количество аналоговых этапов, связанных с получением эластомерного оттиска и отливкой гипсовой модели, однако при полном отсутствии зубов его возможности напрямую упираются в точность регистрации положения имплантатов. Отсутствие ориентиров в виде зубов, протяжённые однородные участки дефекта зубного ряда в виде слизистой оболочки и подвижные мягкие ткани формируют неблагоприятные условия для интраорального сканирования и последующего их преобразования в рабочую модель, в результате чего при сканировании происходит искажение данных, что в последствии может повлиять на долгосрочный прогноз лечения.

Для протяжённых ортопедических конструкций с опорой на несколько дентальных имплантатов критически важно обеспечить максимально пассивную посадку на опоры. Даже относительно небольшие погрешности цифрового оттиска способны создавать дополнительные напряжения в комплексе «ортопедическая конструкция – дентальный имплантат – костная ткань» и тем самым повышать риск как биологических, так и технических осложнений. На этом фоне силиконовый оттиск по методике открытой ложки с последующей оцифровкой гипсовой модели лабораторным сканером по-прежнему рассматривается как основной метод выбора при протезировании в подобных условиях. Поэтому разработка подходов к повышению точности интраорального сканирования пациентов с полным отсутствием зубов имеет прямое практическое значение для работы с данной категорией пациентов.

Степень разработанности темы

В последние годы было опубликовано значительное число работ, посвящённых точности интраорального сканирования при полном отсутствии зубов и возможностям её повышения. Показано, что этот параметр зависит не только от технологии и конкретной модели сканера, но и от типа и геометрии скан-маркера, протокола сканирования, длины и конфигурации зубной дуги, а также от наличия дополнительных ориентиров в зоне сканирования. Наиболее перспективным подходом в ряде исследований рассматривается введение в область сканирования вспомогательных геометрических устройств – ВГУ (англ. "*Auxiliary Geometric Devices*" – AGD), создающих дополнительные ориентиры для алгоритмов захвата и сшивания кадров, насыщая сканируемое поле дополнительными реперными элементами. В немногочисленных зарубежных *in vitro* исследованиях показано значительное повышение точности и воспроизводимости цифровых оттисков при использовании ВГУ по сравнению с цилиндрическими скан-маркерами.

При этом клинические данные о применении ВГУ в условиях *in vivo* пока остаются ограниченными, а прямых сравнений сканирования с ВГУ и без него относительно одного и того же референса в рамках одного исследования ранее не проводилось. Описанные в литературе конструкции ВГУ заметно различаются по форме, совместимости с системами дентальных имплантатов и способу изготовления; часть из них требует предварительного индивидуального моделирования под пациента, что означает предварительное посещение перед проведением сканирования. В отечественных публикациях данное направление освещено лишь частично и не затрагивает исследования в клинических условиях.

Также остаётся неисследованным вопрос о степени переносимости лабораторных показателей точности вспомогательных устройств в клинические условия: различие между результатами *in vitro* и *in vivo* может быть обусловлено влиянием влажности, подвижности мягких тканей и

особенностей клинической анатомии, однако количественная оценка этого различия в опубликованных работах по данной теме отсутствует.

Таким образом, сохраняется потребность в методе, пригодном для повседневного клинического применения при сканировании челюстей с установленными дентальными имплантатами при полном отсутствии зубов.

Цель исследования

Разработать и экспериментально-клинически обосновать методику повышения точности виртуальных моделей челюстей с дентальными имплантатами, получаемых методом интраорального сканирования.

Задачи исследования

Для достижения поставленной цели были сформулированы следующие задачи:

1. На основании данных литературы проанализировать факторы, влияющие на точность интраорального сканирования пациентов с полным отсутствием зубов, и систематизировать методы её повышения.
2. Разработать конструкцию ВГУ для интраорального сканирования челюстей пациентов с полным отсутствием зубов с установленными мульти-юнитами и обосновать конструкционные особенности и состав разработанного устройства.
3. В условиях *in vitro* провести сравнительный анализ точности цифровой передачи трёх конфигураций ВГУ относительно единого эталона; верифицировать соответствие каждой конфигурации клинически допустимым порогам точности.
4. В условиях *in vivo* провести сравнительную оценку точности интраорального сканирования с ВГУ и со стандартными цилиндрическими скан-маркерами.
5. Сопоставить результаты применения ВГУ *in vitro* и *in vivo* для оценки влияния факторов среды полости рта на точность цифрового оттиска.

6. На основании полученных данных сформулировать практические рекомендации по клиническому применению разработанного ВГУ.

Объект исследования

Объект исследования – виртуальные модели челюстей пациентов с полным отсутствием зубов и установленными внутрикостными дентальными имплантатами, полученные с помощью интраорального сканера и путем лабораторного сканирования гипсовых моделей.

Предмет исследования

Предмет исследования – точность передачи пространственного положения протетических платформ дентальных имплантатов при использовании стандартных цилиндрических скан-маркеров и разработанного вспомогательного устройства для сканирования.

В настоящей работе под эталоном понимается гипсовая модель, полученная традиционным оттиском открытой ложкой и оцифрованная лабораторным сканером с использованием стандартных скан-маркеров. Все исследуемые цифровые модели сопоставлялись с этой моделью в единой системе координат.

Научная новизна

Впервые разработано отечественное ВГУ для интраорального сканирования челюстей с полным отсутствием зубов с установленными дентальными имплантатами и мульти-юнитами, не требующий предварительного индивидуального моделирования.

Впервые в рамках единого исследования проведено прямое сравнение точности интраорального сканирования с ВГУ и без него в клинических условиях *in vivo* с использованием единого метрологического референса – традиционного оттиска открытой ложкой, оцифрованного лабораторным сканером.

Впервые разработан и апробирован алгоритм сопоставления пространственного положения имплантатов при сравнении цифровых моделей, полученных с геометрически различающимися скан-маркерами, позволяющий объективно оценивать линейное и угловое отклонения.

Впервые получены количественные данные, демонстрирующие статистически значимое превосходство оптимальной конфигурации разработанного устройства над стандартными цилиндрическими скан-маркерами как в лабораторных, так и в клинических условиях, с полным соответствием клинически допустимым порогам точности при использовании оптимальной конфигурации против единичных случаев соответствия при использовании альтернативных решений.

Впервые в отечественной литературе получены сравнительные данные о влиянии геометрии скан-маркеров и вспомогательных устройств на точность цифрового оттиска при полной адентии с лабораторной верификацией и клинической апробацией.

Теоретическая и практическая значимость

Теоретическая значимость работы состоит в развитии представлений об интраоральном и лабораторном сканировании, механизмах формирования ошибки сшивания при интраоральном сканировании челюстей с полным отсутствием зубов и о роли конструктивных параметров вспомогательных устройств в повышении точности алгоритмов регистрации кадров. Результаты исследования углубляют научные основы применения цифровых протоколов в хирургической стоматологии, обосновывают методологический подход к сопоставлению разнородных конфигураций скан-маркеров и могут быть использованы при разработке стандартизированных критериев оценки точности цифровых оттисков при полной адентии.

Практическая значимость исследования определяется разработкой и испытанием вспомогательного геометрического устройства для сканирования челюстей с полным отсутствием зубов в лабораторных и клинических

условиях, применение которого обеспечивает статистически значимое повышение точности интраорального сканирования по сравнению с использованием стандартных цилиндрических скан-маркеров. Полученные данные позволяют сформулировать поэтапный клинический протокол установки, сканирования и последующей обработки данных ВГУ для применения для изготовления протеза при реабилитации пациентов с полным отсутствием зубов.

Методология и методы исследования

Диссертация выполнена в соответствии с принципами и правилами доказательной медицины. Произведен обзор существующих дополнительных инструментов для сканирования полости рта пациентов с установленными дентальными имплантатами. Были определены и выделены международные и отечественные стандарты оценивания точности прилегания ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты. Были выделены и сформулированы физические и программные факторы, влияющие на процесс и конечный результат интраорального сканирования.

Была разработана и апробирована в лабораторных условиях конструкция вспомогательного устройства для сканирования. Для интеграции в программную среду прототипов и проведения измерений был изготовлен инструментарий для работы в CAD/CAM-ПО. В процессе разработки был утвержден состав устройства, а также 3 варианта скан-маркеров, различных по форме. Был разработан метод непрямого метрологического виртуального анализа одинаковых виртуальных моделей с различными по форме скан-маркерами. По результатам измерений была выявлена наиболее эффективная конфигурация устройства и далее была использована в клиническом исследовании

В отделе ортопедической стоматологии и гнатологии было произведено пилотное исследование 5 пациентов с 4 установленными дентальными имплантатами на 1 челюсти при отсутствии зубов. У каждого пациента были

получены эластомерные оттиски с использованием слепочных трансферов, из которых изготавливались гипсовые модели; произведено сканирование с использованием цилиндрических скан-маркеров, а также с использованием разработанного устройства.

Положения, выносимые на защиту

1. Сканирование челюсти пациента с полным отсутствием зубов со стандартными цилиндрическими скан-маркерами сопровождается дефицитом оптических ориентиров, что неизбежно приводит к накоплению кумулятивной пространственной погрешности при формировании виртуальной модели челюсти.

2. Применение ВГУ насыщает зону сканирования геометрически сложными, оптически выделяющимися поверхностями, что увеличивает количество реперных точек и достоверно снижает ошибку сшивания кадров при построении 3D-модели челюсти пациента и обеспечивает точную пространственную регистрацию установленных дентальных имплантатов.

Степень достоверности и апробации результатов

Достоверность полученных результатов обеспечена достаточным объёмом выборки (120 измерений на лабораторном этапе исследования, 20 измерений на клиническом этапе), применением метрологически аттестованного оборудования (интраоральный сканер 3Shape TRIOS 3, лабораторный сканер 3Shape E2), соответствием методики оценки точности требованиям ГОСТ Р ИСО 5725-1-2002 и международного стандарта ISO 12836:2015, а также корректным выбором статистических методов анализа с учётом характера распределения данных, включающих критерии Шапиро-Уилка, Д'Агостино-Пирсона, Левена, однофакторный дисперсионный анализ с критерием Тьюки, критерий Краскела-Уоллиса с критерием Данна (поправка Бонферрони), критерии Манна-Уитни, Уилкоксона, t-критерий

Стьюдента, критерий χ^2 Пирсона и тест Макнемара, с расчётом размера эффекта по Дж. Коэну.

Основные положения и результаты диссертационного исследования были доложены и представлены в форме устного доклада «Цифровой протокол реабилитации беззубых пациентов: повышение точности интраорального сканирования с помощью универсальной AGD-системы» на XVII научно-практической конференции молодых учёных с международным участием «Научные достижения современной стоматологии и челюстно-лицевой хирургии», посвящённой памяти заслуженного деятеля науки РФ, доктора медицинских наук, профессора В.В. Рогинского 29 мая 2026 г., г. Москва.

Апробация диссертации проведена на совместном заседании сотрудников отдела дентальной имплантологии, хирургической стоматологии и пародонтологии, отдела ортопедической стоматологии и гнатологии, отдела инновационной терапевтической стоматологии и заболеваний слизистой оболочки рта, отдела терапевтической и профилактической стоматологии, отдела челюстно-лицевой хирургии ФГБУ НМИЦ «ЦНИИСиЧЛХ» Минздрава России 18 июня 2026 года.

Личный вклад автора

Автор лично провел систематический анализ научных публикаций отечественных и зарубежных авторов, нормативных актов и стандартов, используемых при сканировании в стоматологии. Сформулировал цель, задачи исследования, разработал план научного исследования, методологию. Автором были изготовлены все чертежи прототипов, осуществлялся контроль производства, был разработан инструментарий для CAD/CAM-ПО, произведены измерения и статистическая обработка данных. Производил сканирование гипсовых моделей и пациентов. На основании систематизированных полученных данных сформулировал выводы и практические рекомендации.

Внедрение результатов исследования

Результаты используются в лекционном курсе и практических занятиях с ординаторами отдела ортопедической стоматологии и гнатологии ФГБУ НМИЦ «ЦНИИСиЧЛХ» Минздрава России.

Публикации

По результатам исследования опубликовано 2 научные работы в изданиях, включенных в перечень рецензируемых научных изданий, рекомендованных Высшей аттестационной комиссией при Министерстве науки и высшего образования Российской Федерации.

Структура диссертации

Диссертация изложена на 179 странице машинописного текста и состоит из введения, обзора литературы, описания материалов и методов исследования, собственных результатов исследований, обсуждения полученных результатов и заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и списка литературы. Работа иллюстрирована 17 таблицами и 55 рисунками. Список литературы содержит 239 источника, из которых 45 отечественных и 194 зарубежных.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Проблема полного отсутствия зубов и современные подходы к реабилитации

Полное отсутствие зубов сопровождается морфофункциональными нарушениями и снижением качества жизни пациентов [2, 76, 119, 147]. По данным глобального исследования «Global Burden of Disease Study», полная потеря зубов затрагивает около 267 миллионов людей во всём мире, что составляет приблизительно 3,5% мирового населения [119]. Распространённость полной адентии зависит от региона, возраста и социально-экономических факторов: в развивающихся странах показатели могут достигать 15–20% среди лиц старше 65 лет, тогда как в развитых странах они снижаются на фоне профилактики и доступности стоматологической помощи [18, 25, 147, 189]. Новый мета-анализ показал двукратный рост числа пациентов с полным отсутствием зубов за 1990–2021 гг. и прогнозирует распространённость 5004 на 100 000 к 2040 г.; отдельно выделяются страны Восточной Европы, включая Россию, с наибольшим половым разрывом в частоте адентии [85].

Потеря зубов влечёт за собой комплекс морфофункциональных нарушений: атрофию альвеолярного отростка, изменение окклюзионных взаимоотношений, снижение жевательной эффективности, нарушения речевой функции и эстетический дефицит [21, 79, 80]. Исследования Thomason и соавт. [225] показали, что полная адентия ассоциирована со снижением показателей качества жизни, связанного со здоровьем полости рта; аналогичные выводы представлены и в других клинических исследованиях [37, 105, 106, 107].

Появление остеоинтегрированных дентальных имплантатов, начиная с работ Р.-И. Brånemark и соавт. в 1960–1970-х годах, коренным образом изменило парадигму реабилитации пациентов с полным отсутствием зубов

(рисунок 1) [74]. Концепция остеоинтеграции, определяемая как прямой структурный и функциональный контакт между упорядоченной живой костью и поверхностью несущего нагрузку имплантата, обеспечила возможность создания надёжных и долговечных опор для протезных конструкций [52]. Долгосрочные результаты показывают кумулятивную выживаемость имплантатов, поддерживающих несъёмные протезы при полной адентии, на уровне 93,3–100% в период наблюдения от 10 до 20 лет [13, 176, 212, 228, 232].

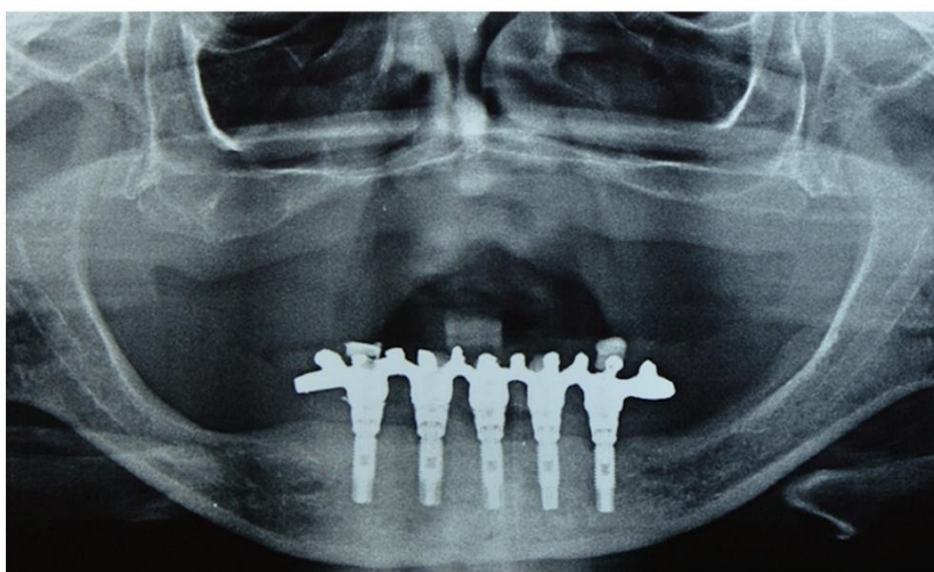


Рисунок 1 – Протокол P-I Brånemark для восстановления нижнего зубного ряда

Развитие имплантологических и протетических концепций привела к разработке ряда хирургических протоколов, отличающихся количеством имплантатов, их позиционированием, сроками нагрузки и типом протезной конструкции [1, 29, 39]. Помимо ранее описанных концепций All-on-4 и All-on-6, значительный клинический интерес представляют протоколы с использованием скуловых имплантатов при выраженной атрофии верхней челюсти [59]. Мета-анализ Tettamanti и соавт. [224] показал, что выживаемость имплантатов при протоколах немедленной нагрузки полных дуг составляет 97,3–99,1% при сроке наблюдения от 1 до 10 лет, что сопоставимо с протоколами отсроченной нагрузки.

Параллельно с развитием хирургических протоколов происходило совершенствование ортопедических компонентов и материалов для изготовления протезных конструкций. Современные материалы для каркасов включают титановые сплавы (Ti-6Al-4V), кобальт-хромовые сплавы (Co-Cr), диоксид циркония (ZrO_2) и полиэфирэфиркетон (ПЭЭК), каждый из которых обладает специфическим профилем механических свойств, биосовместимости и технологичности изготовления [30, 179, 182, 183, 187, 197]. Систематический обзор Abduo и Lyons [44] продемонстрировал, что фрезерованные титановые каркасы обеспечивают наилучшую пассивную посадку по сравнению с литыми и лазерно-спечёнными аналогами, при этом средний зазор на уровне абатмента составляет менее 30 мкм.

Протокол изготовления протяженного несъёмного протеза с опорой на имплантаты и винтовой фиксацией включает несколько последовательных клинических и лабораторных этапов, ключевым из которых остаётся точное получение оттиска, поскольку именно на этом этапе формируется основная часть погрешностей [97]. Главным этапом при изготовлении такого вида конструкции является точный оттиск [8]. На точность оттиска, который считается основным фактором, влияющим на прилегание конструкций, влияют оттискной материал, техника оттиска, угловое положение имплантатов, количество имплантатов. Неточный оттиск приведет к получению неточного каркаса конструкции, который может привести к механическим осложнениям, таким как ослабление винта или перелом каркаса [22, 112], и биологическим осложнениям, которые могут нарушить остеоинтеграцию [112, 176], а также однородность окклюзионной нагрузки.

За последнее десятилетие цифровые технологии стали рутинной частью ортопедической стоматологии. Оцифровка рабочих моделей расширила применение диоксида циркония, фрезерных станков и 3D-печати, сократила отдельные лабораторные этапы и упростила передачу данных между клиникой и зуботехнической лабораторией [204].

При появлении интраоральных сканеров, этап, связанный с изготовлением гипсовой модели для последующей работы с её 3D-образом, стал излишним, что, в свою очередь, значительно сократило количество этапов при производстве реставрации, а следовательно, позволило уменьшить вероятность появления неточности, сократить затрачиваемое время и упростить взаимодействие лечебного учреждения с зуботехнической лабораторией [14, 172].

Современные исследования в области сканирования полости рта пациентов с полным отсутствием зубов направлены на разработку дополнительных ориентиров и устройств, компенсирующих оптическую и геометрическую недостаточность стандартных скан-маркеров при полной адентии. Такие решения создают устойчивые физические ориентиры между имплантатами и уменьшают накопление ошибки сшивания, повышают точность передачи пространственного положения протезной платформы, что способствует изготовлению протеза с пассивной посадкой [78, 134].

1.2 Современные цифровые технологии в стоматологии

Цифровая стоматология объединяет методы компьютерного планирования, оптического сканирования и CAD/CAM-изготовления стоматологических конструкций [43, 57, 154]. Развитие цифровых технологий в стоматологии началось в 1970-х годах, когда François Duret предложил концепцию применения CAD/CAM-технологий (англ. "*Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*" – компьютерное проектирование и компьютерное производство) для изготовления зубных протезов. В 1971 году F. Duret представил первые описания CAD/CAM-систем, специально разработанных для стоматологического применения, а в 1983 году продемонстрировал создание первой зубной коронки с использованием CAD-программного обеспечения [17, 98, 118, 177, 194].

Параллельно с F. Duret важный вклад в развитие CAD/CAM-технологий внесли Bruce Altschuler и Werner Mörmann, которые работали над

интеграцией компьютерных технологий в стоматологическую практику [177]. В начале 1980-х годов W. Н. Mörmann совместно с Marco Brandestini разработал систему CEREC – Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics, которая стала первой коммерчески доступной CAD/CAM-системой в стоматологии [177, 205].

Первая версия CEREC (рисунок 2) была представлена в 1985 году и позволяла стоматологам самостоятельно проектировать и изготавливать керамические реставрации непосредственно в клинике в течение одного визита пациента [90, 205]. Система CEREC 1 предоставляла ограниченное двумерное отображение отсканированных изображений и могла изготавливать исключительно керамические inlay-вкладки для адгезивной фиксации. В 1987 году была выпущена система CEREC 1 от компании Siemens Corporation, представлявшая собой коммерческую CAD/CAM-систему, разработанную для изготовления вкладок (inlay) и накладок (overlay) [99].



Рисунок 2 – Cerec 1 (1985)

Второе поколение CEREC (CEREC 2) было представлено в 1994 году и расширило возможности системы, позволив изготавливать коронки [90]. С течением времени система эволюционировала через серию программных и

аппаратных обновлений вплоть до CEREC 3D. Эволюция компьютерных технологий привела к созданию трёхмерного программного обеспечения для проектирования, что сделало технологию более интуитивной и удобной для пользователя, улучшив качество и клинические рабочие процессы при использовании цифровых систем [99].

Система CEREC 3 разделила систему на блок сканирования/проектирования и отдельный фрезерный блок, что значительно расширило возможности реставрации [99]. Современная система CEREC 3 способна изготавливать вкладки, накладки, виниры, коронки, а также трехзвенные мостовидные протезы и индивидуальные абатменты из диоксида лития для имплантатов [90, 205].

Цифровизация также изменила работу зуботехнических лабораторий. Использование виртуального моделирования, фрезерования и 3D-печати сокращает объём ручных операций при проектировании и изготовлении конструкций. Постепенная замена традиционного литья металлов цифровыми производственными методами повышает воспроизводимость изготовления и упрощает взаимодействие между врачом-ортопедом и зуботехнической лабораторией [16, 60, 90, 106, 133, 230].

CAD-системы, применяемые в стоматологии, включают модули моделирования одиночных коронок и мостовидных протезов, проектирования каркасов на имплантатах, виртуальной артикуляции и планирования хирургического этапа с переносом плана через хирургические шаблоны [23, 24, 31, 58, 128, 174]. Совмещение данных КЛКТ, интраорального сканирования и лицевого сканирования формирует цифровую модель пациента, используемую при планировании лечения, что позволяет применять максимально индивидуализированный подход к каждому клиническому случаю и иметь больше данных для удовлетворения функциональных и эстетических запросов при протезировании [41, 57, 93, 140, 167].

Субтрактивное производство (фрезерование) и аддитивное производство (3D-печать) применяются для изготовления стоматологических конструкций различного назначения [26, 42, 41, 76]. Фрезерование из монолитных блоков обеспечивает краевое прилегание в пределах 20–50 мкм, что ниже показателей традиционного литья (50–200 мкм), при изготовлении каркасов из сплавов титана, кобальтохромовых сплавов и диоксида циркония [12, 183, 197]. Аддитивные технологии используют для изготовления хирургических шаблонов, временных конструкций, моделей контроля точности и индивидуальных ложек [65, 93, 129, 168, 202].

Суть цифрового метода в ортопедической стоматологии заключается в работе в виртуальном пространстве, а не с физическими объектами [19, 35, 124]. Благодаря работе в виртуальном пространстве, возможно использование библиотек готовых форм зубов, работа с прилежащими поверхностями и установка зазоров с точностью до мкм в режиме реального времени, планирование имплантации с учетом ранее смоделированной конструкции и многое другое [50]. Пример виртуального пространства для работы в стоматологии представлен на рисунке 3. Но помимо моделирования и проектирования, важным этапом является перенос физических объектов (например, гипсовых моделей или протезного пространства прямо из полости рта) в виртуальное пространство [9, 210].

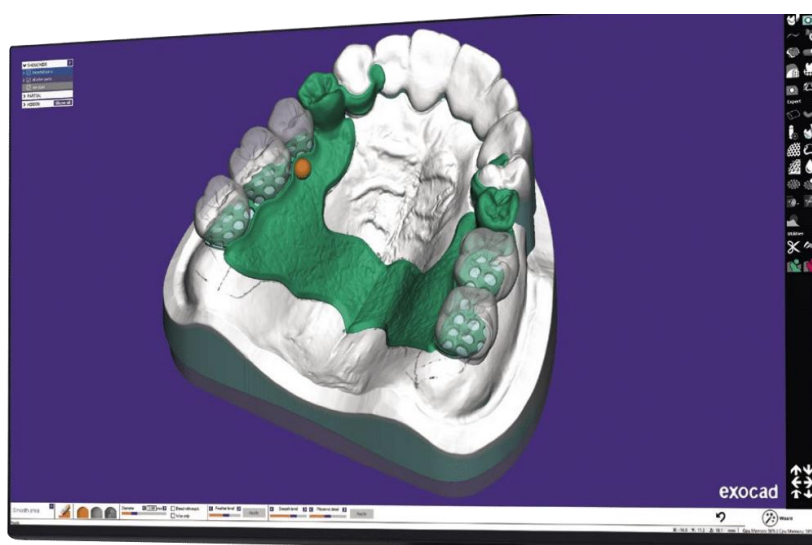


Рисунок 3 – Виртуальное рабочее пространство CAD

Анализ экономического аспекта цифровизации рабочих процессов, тем не менее, показывает неоднозначные результаты [71]. Систематический обзор Joda и соавт. [139] выявил, что при изготовлении одиночных коронок цифровой рабочий процесс обеспечивает экономию времени на 20–40%, однако первоначальные инвестиции в оборудование остаются значительными. Для протяжённых конструкций с опорой на имплантаты экономическая целесообразность полностью цифрового рабочего процесса менее очевидна, что связано с необходимостью дополнительных этапов верификации и более высокой стоимостью расходных материалов [47, 138, 141, 178, 213]. Однако высокая точность сканирования приобретает особое значение именно при несъёмном протезировании с опорой на имплантаты, где биологические и технические требования к прилеганию конструкции наиболее строгие [6, 15].

Несмотря на организационные барьеры, характерные для систем здравоохранения по всему миру, – значительные первоначальные затраты на оборудование и необходимость специализированной подготовки кадров, – практика показывает обоснованность перехода к цифровым протоколам [36, 28]. Галонский В.Г. и соавт. [7] в обзоре отечественного опыта внедрения CAD/CAM-систем указывают, что интеграция интраорального сканирования с фрезерным производством устраняет ряд последовательных ручных операций – получение оттисков, отливку гипсовых моделей, восковое моделирование, – тем самым снижая трудоёмкость процесса и сокращая производственный цикл без ущерба для точности готовых конструкций [34, 51, 76]. Авторы расценивают это как весомый аргумент в пользу клинической и организационной целесообразности цифрового рабочего процесса при условии соблюдения стандартизированных протоколов работы.

1.3 Сканирование в стоматологии

Интраоральный сканер представляет из себя аппаратный комплекс, позволяющий получать оптические оттиски полости рта и создавать детализированные виртуальные 3D-модели челюстей [10, 20, 51, 215].

Первые коммерчески доступные интраоральные сканеры появились в конце 1980-х – начале 1990-х годов, однако изначально они были громоздкими и дорогостоящими, что ограничивало их доступность для небольшого числа передовых стоматологических клиник. С развитием технологий и созданием более компактных и доступных по цене сканеров, системы цифровых оттисков стали все более распространенными в стоматологических клиниках по всему миру [120].



Рисунок 4 – Siemens Cerec 2 (1994) и 3Shape Trios 5 (2022)

Сканирование в стоматологии введено в двух видах относительно способа и типа устройства:

- прямое сканирование (в полости рта при помощи интраорального сканера)
- не прямое (после получения традиционного оттиска и отливки гипсовой модели с помощью лабораторного сканера) [33, 72].

Задача сканирования – точный перенос трёхмерной геометрии в цифровое пространство. Наиболее широко используемым цифровым

форматом является открытый STL (Standard Tessellation Language) [220] или закрытый STL-подобный. STL – это упрощенное граничное представление 3D-модели набором ориентированных треугольников. Каждый треугольник задан вектором внешней нормали и тремя вершинами в определенном порядке [129].

Прямое сканирование проводится с помощью интраорального сканера. Интраоральный сканер – специализированное устройство, состоящее из непосредственно сканера, которым управляет оператор в полости рта пациента, и отдельного блока обработки данных. Принципом работы является оптический захват данных с помощью комбинации оптических объективов, световых/лазерных проекторов, датчиков и программных алгоритмов для достижения пространственно-точного и детального переноса физического состояния полости рта в виртуальное пространство при последовательном сканировании [169, 198].

Непрямое сканирование – сканирование вне полости рта, а именно гипсовых моделей или слепков, полученных с помощью традиционных методов получения оттисков [142]. Принцип работы схож с интраоральными аппаратами: основывается на фиксированной системе камер и оптических проекторов: автоматизированная платформа перемещает модель относительно записывающих устройств по заранее заданному алгоритму, которые фиксируют проекцию светового рисунка либо лазерный луч с разных ракурсов. Полученные данные обрабатываются программой, формируя объемную 3D-модель физической модели [69, 71, 88, 126]. Высокая стабилизация съёмки за счет полной автоматизации процесса, отсутствие влияющих факторов полости рта (слюна, движение, ограниченное пространство) позволяют настольным сканерам добиваться высокой точности и воспроизводимости (погрешность – менее 10 мкм на отдельных участках) [49, 124].

Несмотря на различные виды устройства сканирующих устройств, используемые технологии и принципы работы у них схожи.

Активная триангуляция (англ. “*active triangulation*”) – это оптический метод трёхмерного измерения, основанный на использовании геометрических отношений между источником света, отраженным лучом и датчиком для определения пространственных координат сканируемой поверхности (рисунок 5). В отличие от пассивных методов, которые полагаются на естественное или фоновое освещение, активная триангуляция использует направленный световой пучок для активного освещения измеряемого объекта [151]. Основной принцип работы активной триангуляции заключается в следующем: лазерный или структурированный световой пучок (паттерн) проецируется на поверхность исследуемого объекта под заранее заданным углом. Отраженный свет захватывается одной или несколькими камерами, установленными на известном расстоянии от источника света [234]. Положение точки на сканируемой поверхности вычисляется путем применения геометрического принципа триангуляции: если известны расстояние и углы между источником света и датчиком, то можно точно вычислить трёхмерные координаты этой точки в пространстве [55]. Математически расстояние до объекта вычисляется на основе выявленного смещения на датчике изображения относительно известного расстояния между проектором и камерой [234]. Данный метод позволяет достигать высокой точности и разрешения при сравнительно простой и относительно недорогой аппаратной реализации. Точность лазерной триангуляции определяется, прежде всего, расстоянием между источником излучения и камерой, углом между ними, а также качеством фокусировки оптической системы. В современных интраоральных сканерах, реализующих принцип активной триангуляции, вместо одиночного лазерного луча часто используется проекция структурированного света, что улучшает распознавание поверхностей и работу алгоритмов сопоставления кадров [199].

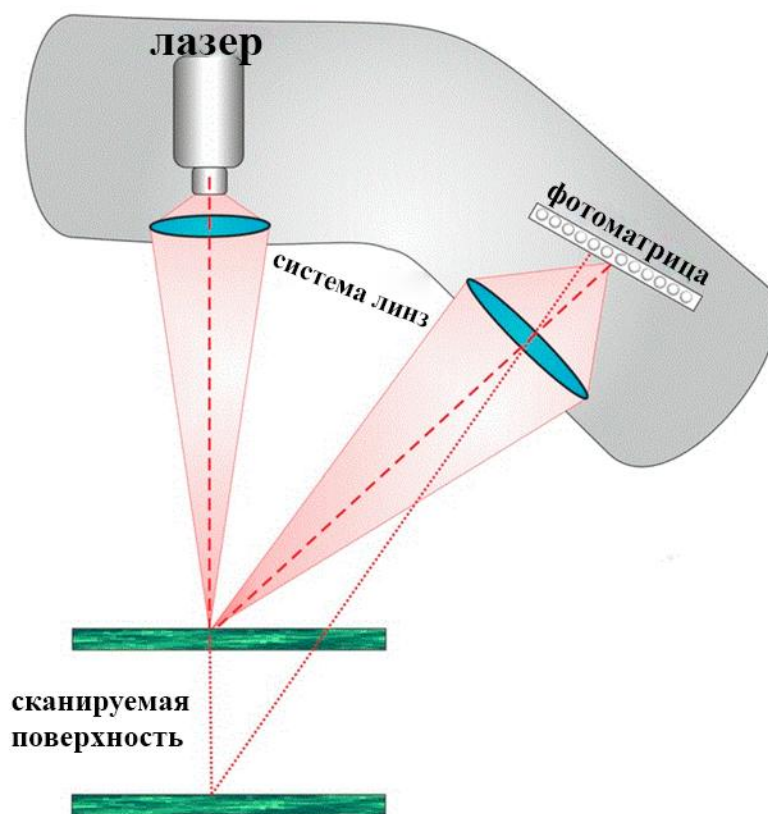


Рисунок 5 – Активная триангуляция

Структурированный свет (англ. “*structured light*”) представляет собой метод, при котором проектор излучает заданный паттерн световых полос или фигур, проецируемый на поверхность объекта [230]. Камера одновременно регистрирует изменения изображения, фиксируя искажённый паттерн, отражённый от поверхности. Степень отклонения или деформации спроецированного рисунка по сравнению с исходной конфигурацией позволяет восстановить топографию поверхности (рисунок 6) [114, 148].

Изначально эта технология была предложена для полного захвата мягких тканей лица, элементов лицевого скелета и зубного ряда. Последующие исследования показали её высокую информативность при измерении толщины мягких тканей [158], а также при точной оценке сложных участков и динамических изменений мягких тканей [143]. В настоящее время технология «структурированного света» рассматривается как один из основных типов 3D-захвата главным образом потому, что

позволяет достаточно реалистично и точно передавать форму сканируемых объектов и формировать визуально понятное изображение [151].

Точность таких систем определяется рядом факторов. Одним из них является расстояние сканирования: при увеличении дистанции между сканером и поверхностью объекта точность измерений закономерно снижается [83, 199]. В ряде публикаций указывается, что для ряда систем оптимальное расстояние сканирования – около 10 мм обеспечивает наибольшую точность регистрации [234].

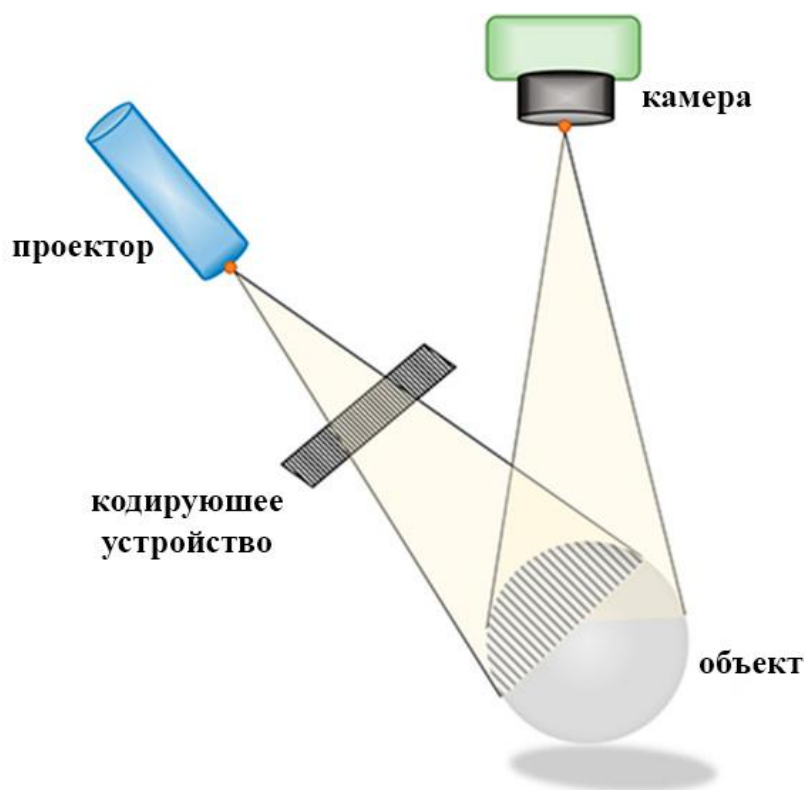


Рисунок 6 – Структурированный свет

Конфокальная микроскопическая съемка – это метод, обеспечивающий получение изображений с высокой контрастностью и повышенной глубиной резкости, за счёт точечного освещения объекта и использования системы фильтров (апертур) для подавления внефокусного света (рисунок 7) [161]. Кроме того, с помощью этой технологии можно реконструировать профили поверхности непрозрачных образцов и получать внутренние изображения непрозрачных образцов. Однако из-за использования технологии послойного сканирования скорость 3D-

реконструкции (включая скорость получения информации в процессе сканирования и скорость постобработки данных) требует больших вычислительных мощностей для обработки массива данных [226].

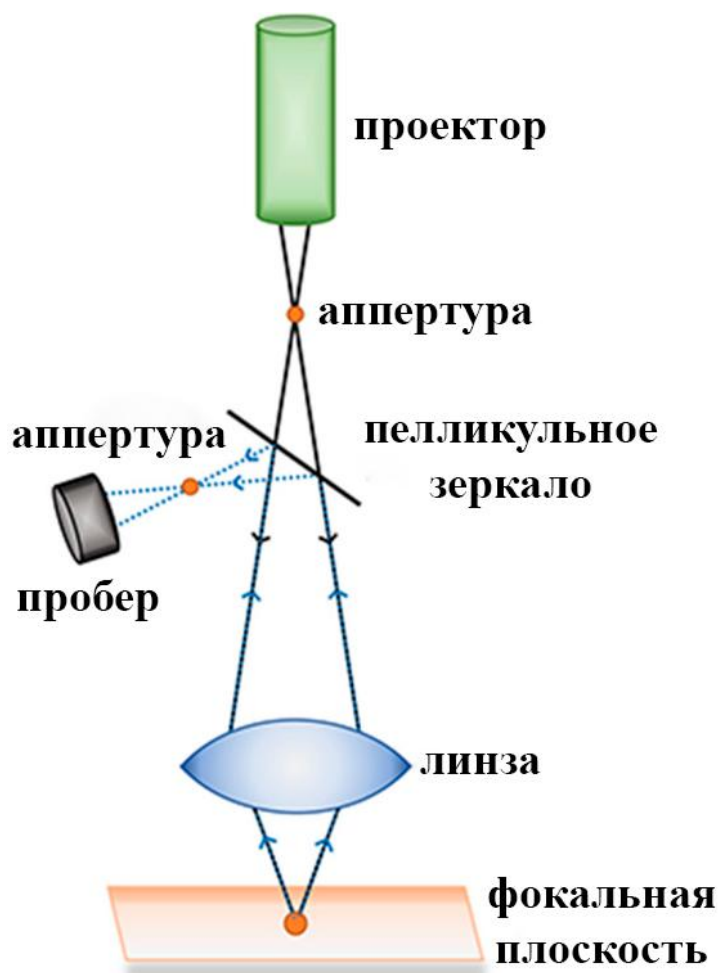


Рисунок 7 – Конфокальная микроскопическая съемка

Параллельная конфокальная микроскопия также работает по принципам конфокальной микроскопии и характеризуется быстрым временем сканирования. Основным отличием этой системы является изменение фокальной плоскости без перемещения сканера в направлении сканируемого объекта. Некоторые коммерчески доступные сканеры, такие как *CEREC Omnicam*, используют комбинацию оптической триангуляции и конфокальной микроскопии [63].

AWS (англ. “active waveform sampling”) – это метод получения изображения поверхности, требующий наличия камеры и модуля внеосевой

апертуры (рисунок 8). Модуль перемещается по круговой траектории вокруг оптической оси и фиксирует изображение с разного фокусного расстояния [219]. Информация о глубине и расстоянии до сканируемого объекта вычисляется на основе анализа паттерна, образованного каждой точкой во время циклического движения модуля диафрагмы. Радиус окружности, которую описывает точка интереса на плоскости изображения датчика в процессе движения модуля, прямо коррелирует с расстоянием до объекта [123, 145].

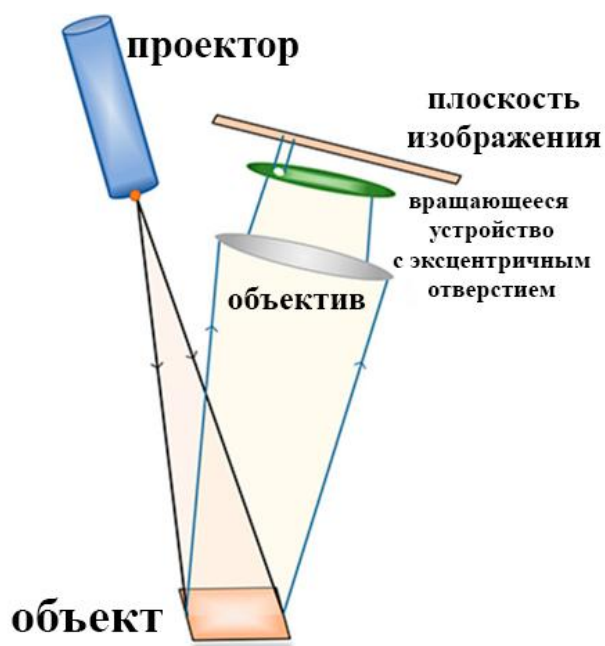


Рисунок 8 – AWS

Стереοфотограмметрия (англ. “*Stereophotogrammetry*”) – это технология получения трёхмерной координатной информации о положении объектов с помощью анализа изображений, снятых с разных ракурсов (рисунок 9). В стоматологии этот метод был предложен для высокоточного цифрового измерения позиций установленных дентальных имплантатов [192]. В полном цифровом протоколе фотограмметрия чаще рассматривается как дополнение к интраоральному сканированию: фотограмметрия используется для регистрации положения имплантатов, а интраоральное сканирование – для формирования анатомической цифровой модели мягких тканей и протезного пространства [49, 91, 132]. Обычно, для использования

данного метода сканирования, используется отдельный аппарат и специализированные скан-маркеры, подходящие только под данный тип сканирования [50, 193, 237].

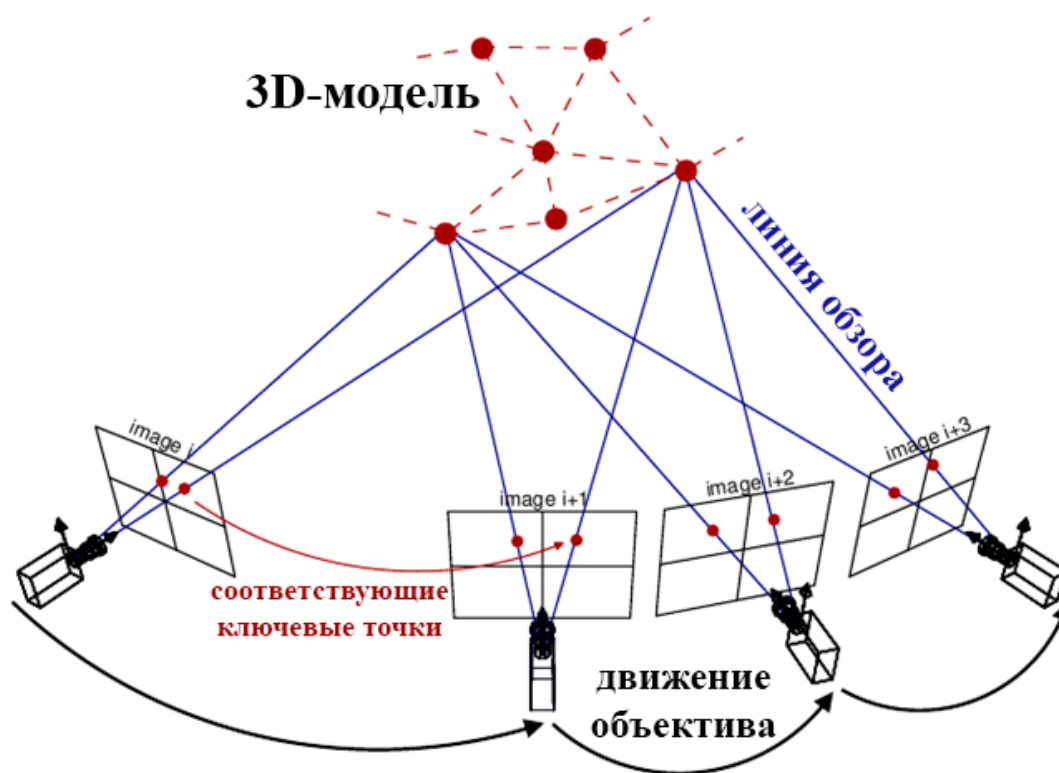


Рисунок 9 – Стереопhotoграмметрия

Критически важным аспектом при сканировании является сопоставление следующего кадра с предыдущим. Важным условием является наличие значительных перекрытий краев кадров, что обеспечивает возможность последующего автоматического сопоставления [170]. Благодаря точному соединению кадров и аппаратной обработки информации о геометрии объекта, создается объемная модель с учетом габаритов, расстояний и топографии физического объекта в виртуальное пространство [236].

Внедрение новых технологий в стоматологическую клинику требует обучения персонала, распределения ресурсов и технической поддержки [141]. Для врача это связано с освоением новых навыков, а для клиники – с инвестициями в инфраструктуру и обслуживание оборудования [63].

Высокие первоначальные и текущие затраты могут ограничивать доступность цифровых решений для части клиник [157].

Точность интраорального сканирования определяется комплексом взаимосвязанных факторов, которые могут быть систематизированы следующим образом:

- Аппаратные факторы: тип оптической системы, разрешение матрицы, источник света (LED, лазер), глубину резкости и поле обзора сканирующей головки. Сравнительные исследования различных интраоральных сканеров демонстрируют существенные различия в точности между устройствами разных производителей [198, 201].

- Программные факторы: включают алгоритмы сопоставления кадров, постобработки, компенсации ошибок и генерации полигональной сетки. Современные интраоральные сканеры используют комбинацию различных алгоритмов: ICP (англ. “*Iterative Closest Point*”) для первичного сопоставления, глобальную оптимизацию для минимизации кумулятивной ошибки для коррекции дрейфа при сканировании полных зубных рядов [111, 159, 173, 218]. Исследование Schmalzl и соавт. [207] продемонстрировало, что обновления программного обеспечения сканера могут приводить к статистически значимому изменению показателей точности, что подчёркивает важность стандартизации условий исследования.

- Клинические факторы: влажность (слюна, кровь), подвижность мягких тканей, ограниченный доступ, а также оптические свойства слизистой оболочки в сканируемом поле. В публикации Ender и Mehl было продемонстрировано, что наличие слюны на поверхности скан-маркера приводит к увеличению среднеквадратического отклонения на 12–35 мкм по сравнению со сканированием в сухих условиях [103]. Контроль влажности является критически важным для получения точных цифровых оттисков.

- Мануальный навык оператора: стратегия сканирования, скорость сканирования и расстояние до сканируемой поверхности [32]. Исследование Giménez и соавт. [123] показало, что опыт оператора значимо влияет на

точность сканирования имплантатов: операторы с опытом более 50 сканирований демонстрировали статистически значимо лучшие результаты по сравнению с начинающими пользователями (среднее отклонение 29 мкм против 58 мкм, $p < 0,01$).

Несмотря на перечисленные требования, цифровизация сохраняет практическую ценность для стоматологических клиник при условии планового внедрения. Публикации по этой теме подчёркивают необходимость обучения персонала, технической поддержки и экономической оценки применяемых решений [157].

1.4 Биологические и технические аспекты несъемного протезирования с опорой на дентальные имплантаты

Протезирование пациентов с полным отсутствием зубов ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты требует совместного учёта хирургических, ортопедических и биомеханических факторов [74]. Количество имплантатов, их позиционирование и выбранный цифровой протокол влияют на долгосрочную стабильность лечения и удовлетворённость пациентов [216].

Существует множество подходов и методов полного несъемного протезирования пациентов с полным отсутствием зубов. All-on-4® – зарегистрированная торговая марка Nobel Biocare Services AG (Швейцария), используемая для обозначения концепции лечения полного отсутствия зубов с опорой на 4 дентальных имплантата [51, 166, 216]. Эта концепция основана на биомеханических принципах оптимального распределения жевательной нагрузки при минимальном количестве опорных элементов [166, 174]. Конечно-элементный анализ показал, что при немедленной нагрузке четырёх-опорной конструкции максимальные деформации кости составили 24,0–35,8% при нагрузке без консоли и 26,4–39,0% при наличии консольных сегментов по сравнению с отсроченной нагрузкой. Исключение консольных

сегментов привело к снижению деформаций кости на 45,3–52,6%, что подтверждает важность дизайна протеза для минимизации нагрузочных пиков. Максимальная микро-подвижность на границе «имплантат-кость» в моделях немедленной нагрузки составила 7,5–14,4 мкм, что находится в пределах допустимых значений для успешной остеоинтеграции [130]. Анализ 56 пациентов, пролеченных по концепции All-on-4/5/6, показал выживаемость имплантатов на уровне 99,38% и 100% выживаемость протезов. Значительное снижение краевой резорбции кости наблюдалось в первый год ($0,74 \pm 0,10$ мм), со стабилизацией темпов во второй ($0,37 \pm 0,12$ мм) и третий-четвёртый год ($0,15 \pm 0,14$ мм) [233]. Жёсткое шинирование всех четырёх имплантатов посредством несъёмного протеза обеспечивает равномерное распределение окклюзионных сил и предотвращает перегрузку отдельных имплантатов [11, 188, 224]. Титановая балка или каркас играет критическую роль в передаче нагрузки от супраструктуры к имплантатам [63, 223].

Сравнение All-on-4 и All-on-5 показало, что добавление пятого имплантата обеспечивает лучшее распределение нагрузки, хотя различие не всегда было статистически значимым на уровне выживаемости [208]. Однако конструкции All-on-5 продемонстрировали лучшее распределение нагрузки в V-образных альвеолярных частях нижней челюсти, снижая локальные пиковые напряжения [153]. Установка 6–10 и более имплантатов показана в ряде клинических ситуаций, обеспечивая более стабильную и долговечную конструкцию [117, 235]. Низкая плотность костной ткани (типы III-IV по классификации Lekholm и Zarb) требует большего количества опор для адекватного распределения нагрузки. Верхняя челюсть, особенно в задних отделах, часто характеризуется низкой плотностью кости и требует дополнительных имплантатов для обеспечения стабильности [40, 48, 50]. Парафункциональная активность, включая бруксизм и сжатие челюстей, создаёт избыточные нагрузки на имплантаты и протетические компоненты. Исследования показывают, что имплантаты у пациентов с бруксизмом имеют

в 2,2 раза выше риск осложнения по сравнению с пациентами без парафункций. Увеличение количества имплантатов до 6–8 распределяет нагрузку более равномерно, снижая риск механических осложнений [3, 127, 163].

Протезные конструкции с опорой на дентальные имплантаты и винтовой фиксацией хорошо зарекомендовали себя при реабилитации пациентов с полным отсутствием зубов, что подтверждается многочисленными долгосрочными исследованиями (рисунок 10) [4, 47, 75, 113, 228, 232].

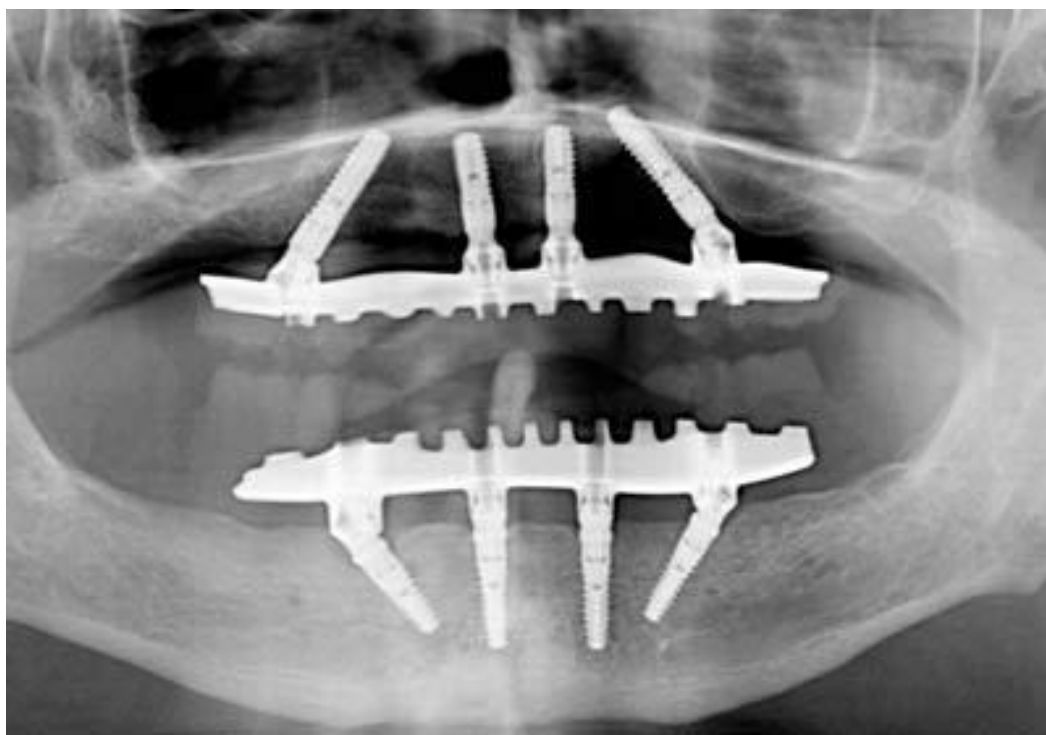


Рисунок 10 – Протяженный протез с винтовой фиксацией с опорой на 4 дентальных имплантата

В мета-анализе публикаций, проведенном в 2020 году [112], было выявлено, что при цементной фиксации протяженных конструкций с опорой на дентальные имплантаты наблюдалось больше биологических осложнений (потеря имплантата, потеря кости более 2 мм), а при протезировании с винтовой фиксацией – больше технических осложнений. На клинические результаты обе фиксации влияли по-разному: реставрации с винтовой фиксацией извлекались легче, чем цементные, поэтому технические и, в

конечном счете, биологические осложнения легче поддавались лечению. По этой причине, а также из-за их более высокой биологической совместимости, этот тип фиксации является более предпочтительными.

Успешная реабилитация пациентов с полным отсутствием зубов с помощью реставраций с опорой на имплантаты требует высокого уровня точности для достижения пассивной посадки окончательного протеза [67, 99].

Даже небольшие расхождения могут вызвать неправильную посадку протеза из-за напряжения, вызванного жесткостью соединения имплантата с костью, что негативно сказывается на долгосрочном результате и выживаемости [152]. При данном варианте протезирования пассивность посадки имеет еще более важное значение, чем при одиночных, так как в этом принимают участие несколько дентальных имплантатов, шинированных телом конструкции между собой, и окклюзионная нагрузка не совпадает с осью каждого установленного дентального имплантата.

Пассивная посадка протезной конструкции считается одной из наиболее важных условий для долгосрочной выживаемости протеза в полости рта [102]. Для обеспечения пассивной посадки каркас теоретически должен вызывать абсолютно нулевую деформацию опорных компонентов имплантата и окружающей костной ткани в отсутствие приложенной внешней нагрузки [203]. Это важное требование может быть обеспечено одновременным и равномерным соприкосновением полых внутренних поверхностей со всеми фиксирующими поверхностями протезной конструкции. Однако, согласно современным научным данным и с учетом эффективности современных стоматологических технологий, используемых для изготовления каркасов, было сделано заключение, что абсолютного пассивного прилегания добиться невозможно [180]. Документально подтверждены такие осложнения протезирования, как ослабление или перелом фиксирующего винта, перелом винта абатмента, тела абатмента,

каркаса и облицовки, которые могут быть связаны с неточным прилеганием каркаса к опорным элементам [112, 214].

Публикации указывают, что неточности в работе имеют тенденцию увеличиваться с каждым клиническим и лабораторным этапом [81, 221]. Получение оттиска в полости рта пациента, транспортировка оттисков в зуботехническую лабораторию, кристаллизация гипса, моделирование и изготовление – на каждом из этих этапов может произойти искажение, которое, в конечном итоге, фатально скажется на точности финального протеза. Каждое искажение, допущенное на каком-либо из вышеперечисленных этапов, может быть мизерным и в пределах допустимого, однако, при наложении друг на друга и суммирования всех отклонений от реального положения имплантатов или анатомических структур в полости рта пациента, все это может привести к возникновению значительного внутреннего напряжения в местах соединения протеза с имплантатом и костной ткани [108].

Для достижения пассивной посадки окончательного протеза расхождения на уровне мульти-юнита не должны превышать 150 мкм, чтобы избежать долгосрочных осложнений [110].

1.5 Особенности сканирования пациентов с полным отсутствием зубов и установленными дентальными имплантатами

Рассматривая методы получения оттисков у пациентов с полным отсутствием зубов и с установленными имплантатами, самой распространенной методикой является методика оттиска «открытой ложкой» [28, 61]. Методика представляет собой способ прямой регистрации положения имплантатов и мягких тканей, при котором слепочные трансферы остаются прикручиваются к дентальным имплантатам и выводятся вместе с оттиском из полости рта (рисунок 11). Метод предусматривает использование

специальной ложки с отверстиями в области слепочных трансферов, позволяющими получить прямой доступ к фиксирующим винтам [156]. В качестве оттискного материала при данном методе используют обычно монофазный материал (поливинилсилоксан или полиэфир) или комбинацию А-силиконов различной плотности обеспечивающие оптимальное воспроизведение рельефа тканей и положения имплантатов [172].

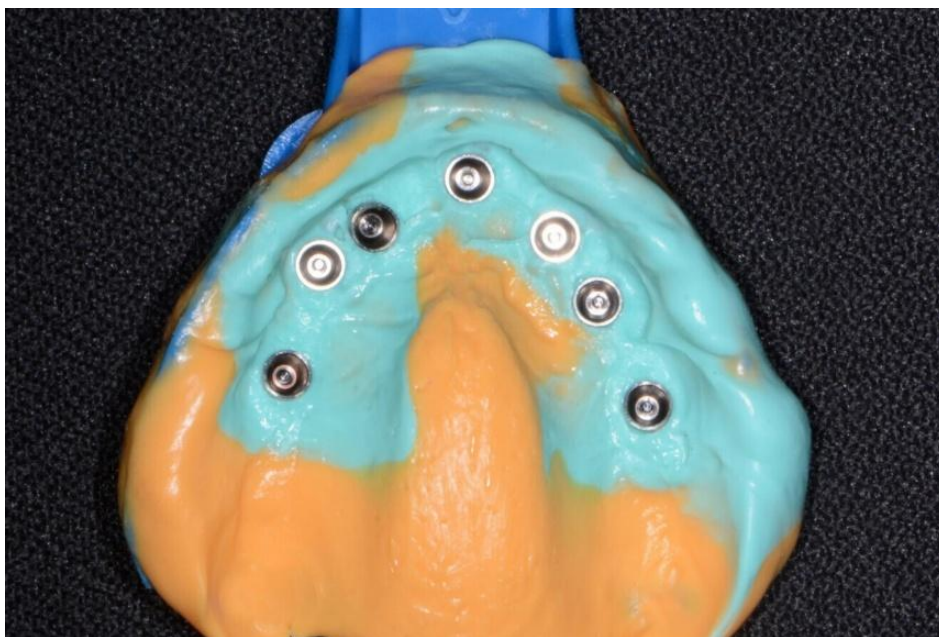


Рисунок 11 – Оттиск с использованием эластомерного материала слепочных трансферов

Несмотря на самую высокую, на данный момент, точность передачи положения имплантатов в челюсти пациента зуботехнической лаборатории, у данного метода есть существенные недостатки:

- **Время:** метод открытой ложки требует примерки ложки, объединения слепочных трансферов, ожидания полимеризации оттискного материала, что увеличивает продолжительность клинического этапа [135].
- **Риск неточности из-за деформации материалов:** акриловые смолы и эластомерные слепочные материалы подвержены полимеризационной усадке и деформации при извлечении ложки, что может приводить к смещению слепочных трансферов и искажению расстояний между слепочными трансферами в оттиске [186, 223].

- Трудоемкость и чувствительность: методика требует множества этапов (изготовление индивидуальной оттисковой ложки или припасовка стандартной пластмассовой, объединение трансферов лабораторным или клиническим методом (создание трансфер-чека), распиливание и повторное соединение компонентов), на каждом из которых возможны технические ошибки, влияющие на точность модели [223].

- Дискомфорт пациента: массивные ложки и объёмные слепочные материалы вызывают неприятный вкус, чувство удушья, выраженный рвотный рефлекс и повышенную тревожность у пациентов по сравнению с цифровыми слепками, что показано в исследованиях, сравнивающих традиционные и цифровые методы получения оттисков [184].

Для цифровой регистрации положения имплантата используют специализированную супраструктуру – скан-маркер (рисунок 12), выполняющий функцию слепочного трансфера в традиционном протоколе [217]. Скан-маркеры различаются дизайном, геометрией и материалом изготовления [155]. После сканирования скан-маркер передаёт положение имплантата в CAD-программу для дальнейшего проектирования протезной конструкции [3, 66]. Скан-маркеры обычно изготавливают из титана, ПЭЭК или их комбинации; материал и форма влияют на точность как лабораторного, так и интраорального сканирования [49, 157, 193, 198, 229]. Отражающие свойства поверхности определяют качество захвата данных, поэтому металлические скан-маркеры часто выполняют матовыми или текстурированными для уменьшения бликов. Механические свойства материала также связаны с точностью прилегания и износостойкостью при многократной фиксации к имплантатам или аналогам [60].



Рисунок 12 – Установленный скан-маркер

По области применения скан-маркеры можно разделить на [214]:

- Интраоральные (внутриротовые) скан-маркеры – фиксируются непосредственно в имплантаты или мульти-юниты для цифрового позиционирования при интраоральном сканировании и могут быть простерилизованы;
- лабораторные скан-маркеры – используются на гипсовых моделях или аналогах имплантатов при сканировании настольными лабораторными сканерами;
- протезные скан-маркеры – временно размещаются на протезах, могут быть рентген-контрастными;
- небные и мандибулярные маркеры – используются для регистрации при протяженных дефектах зубного ряда; фиксация возможна адгезивная или инвазивная.

По геометрии и конструкции [121]:

- цилиндрические;
- кубические;
- многогранные (полигональные);

- с дополнительными элементами (крылья, выступы).

Точность интраорального сканирования челюстей с полным отсутствием зубов зависит от анатомии челюсти, степени атрофии и выбранного метода сканирования [5, 53, 54, 78]. В систематическом обзоре Wang Y и соавт. [231] отмечено, что прямое сканирование пациентов с полным отсутствием зубов нередко уступает традиционным методам, особенно в области мягкого нёба и периферических отделов альвеолярного отростка. Основные ошибки возникают при регистрации подвижной слизистой, вестибулярных и подъязычных участков, что может отражаться на качестве последующего протезирования. Систематический обзор Rutkūnas и соавт. [201], а также данные Róth и соавт. [200] показали, что средняя погрешность интраоральных сканеров при сканировании одиночных имплантатов составляет 10–50 мкм, тогда как при сканировании полной дуги значения возрастают до 50–300 мкм и более. Deferm J.T. и соав. [95] показали, что отсутствие выраженных анатомических ориентиров затрудняет сопоставление данных и снижает точность финального цифрового оттиска; нанесение искусственных маркеров уменьшало проблему лишь частично. Kontis P. и соав. [154] сравнили прямое интраоральное сканирование верхней челюсти с полным отсутствием зубов с непрямым сканированием по оттискам или моделям и показали более высокую точность не прямых методов. Achmadi A.A. и соав. [46] отметили преимущество лабораторных сканеров в периферических отделах и при дефиците ориентиров, тогда как интраоральные сканеры лучше передают участки с выраженной морфологией, например твёрдое нёбо. Schimmel M. и соавт. [206] по результатам *in vitro* пришли к выводу, что точность цифровых данных выше при сканировании неподвижных объектов, а в клинических условиях снижается из-за подвижности слизистой оболочки и оптически неблагоприятных условий (рисунок 13).



Рисунок 13 – Установленные стандартные скан-маркеры у пациента с полным отсутствием зубов

Особое внимание при работе с интраоральным сканером в условиях полного отсутствия зубов уделяется ошибке сшивания. Ошибка сшивания кадров воедино возникает при построении единой трёхмерной модели из последовательности близкофокусных кадров, регистрируемых сканером при его перемещении вдоль зубного ряда, представленная на рисунке 14 [85, 165]. Поскольку 3D-модель челюсти не получается одномоментно, а моделируется поэтапно за счёт программного совмещения вновь полученных фрагментов с уже сформированной частью модели, даже минимальные неточности трекинга, наложение одних и тех же участков, наличие «дыр» в модели могут постепенно накапливаться и проявляться в виде «глобального дрейфа» и искажения пространственной ориентации структур [162]. Исследования показывают, что повторное сканирование областей с дефектами заполнения и последующее заполнение непросканированных участков, ухудшают точность полного цифрового слепка по сравнению с непрерывным непрерываемым сканированием, а при увеличении числа кадров возрастает погрешность

расстояний именно за счёт ошибок их сшивания. Увеличение количества кадров ведет за собой кумулятивную ошибку [69, 121].

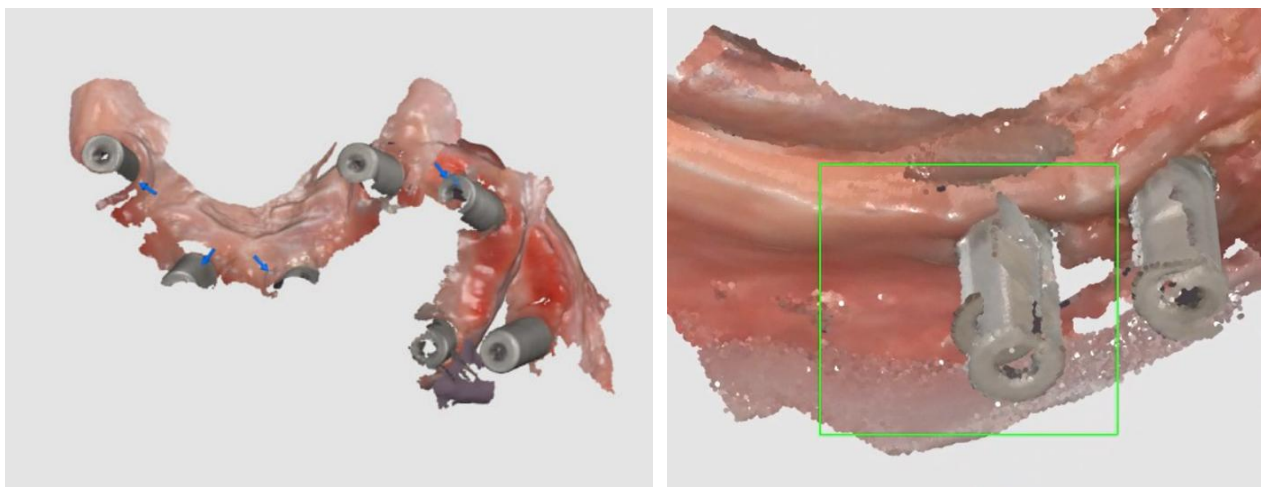


Рисунок 14 – Ошибка сшивания модели при отсутствии четких ориентиров для сканирования

В Российской Федерации для оценки точности цифровых стоматологических устройств применяется ГОСТ Р ИСО 5725-1-2002 (Точность (правильность и прецизионность) методов и результатов измерений). Точность по стандартам ISO (Международной организации по стандартизации) определяется как степень, в которой измеренные значения соответствуют истинным или реальным значениям [68, 76]. Этот термин охватывает несколько аспектов, включая:

Прецизионность (*англ. “precision”*) – степень близости друг к другу независимых результатов измерений, полученных в конкретных установленных условиях. Эта характеристика зависит только от случайных факторов и не связана с истинным или условно истинным значением измеряемой величины. Мера прецизионности обычно вычисляется как стандартное (среднеквадратическое) отклонение результатов измерений, выполненных в определенных условиях. Количественные значения мер прецизионности существенно зависят от заданных условий.

Правильность (*англ. “trueness”*) – степень близости результата измерений к истинному или условно истинному (действительному) значению

измеряемой величины или в случае отсутствия эталона измеряемой величины - степень близости среднего значения, полученного на основании большой серии результатов измерений (или результатов испытаний) к принятому опорному значению. Показателем правильности обычно является значение систематической погрешности.

Точность (*англ. “accuracy”*) – этот термин часто используется как общий термин, который объединяет в себя как правильность, так и прецизионность измерений. По определению ISO, точность измерений может быть охарактеризована как степень, в которой измеренные значения соответствуют истинным значениям. То есть высокая точность подразумевает как высокую правильность (близость измерений друг к другу), так и высокую прецизионность (близость к истинному значению).

1.6 Методы совершенствования для сканирования позиций дентальных имплантатов при полном отсутствии зубов

Для цифрового протокола при протезировании пациентов с полным отсутствием зубов конструкцией с опорой на несколько дентальных имплантатов, до недавнего времени, использовали комбинацию интраорального сканера + фотограмметрии [49, 193].

Метод фотограмметрии был впервые описан в XIX веке и долгое время применялся преимущественно в геодезии, инженерной графике, архитектуре и криминалистике для построения трёхмерных моделей объектов на основе фотографических снимков [27, 38, 132]. В стоматологию фотограмметрия пришла значительно позже, начав использоваться для исследования изменений лицевого скелета и мягких тканей в ортодонтии и челюстно-лицевой хирургии. Одной из первых работ, использовавших фотограмметрию для клинических целей в стоматологии, была публикация 1992 года, где метод применялся для определения изменений структуры челюсти [84]. Только с началом цифровой эры и появлением точных фотокамер, а также

соответствующего программного обеспечения, фотограмметрия стала активно внедряться для передачи положения дентальных имплантатов и других жёстких структур в цифровом протоколе протезирования [45, 88, 163]. Современное развитие метода обусловлено интеграцией в CAD/CAM-процессы, что позволяет врачам-стоматологам получать высокоточные пространственные данные при реабилитации пациентов, особенно при изготовлении протяжённых и тотальных конструкций с опорой на имплантаты [56, 91, 237].

Фотограмметрия, несмотря на свои преимущества для точной регистрации положения дентальных имплантатов, не способна полностью заменить интраоральное сканирование [45]. Основное ограничение фотограмметрии заключается в том, что она регистрирует исключительно пространственное положение меток на скан-маркерах. Поэтому фотограмметрия остаётся специализированным методом передачи положения имплантатов, тогда как интраоральные сканеры необходимы для получения полноценной анатомической трёхмерной модели полости рта, включающей мягкотканые и зубные структуры [132, 193]. В работе Zotti F. и соавт. подчёркивается, что для получения цифровой модели методом фотограмметрии необходимо выполнить до 50 фотоснимков и обработать их в специализированном ПО, что увеличивает материальные и временные затраты [237]. Дополнительно клинические исследования отмечают, что использование фотограмметрии в полном цифровом протоколе требует двух технологий – фотограмметрического комплекса и интраорального сканера, что повышает стоимость процесса по сравнению с изолированным интраоральным сканированием [45] (рисунок 15).



Рисунок 15 – Скан-маркеры для фотограмметрии

Основным ограничением фотограмметрии в стоматологической практике остаётся стоимость специализированного оборудования [191]. Системы для регистрации положения дентальных имплантатов включают камеры высокого разрешения, специальные скан-маркеры и программное обеспечение для обработки и передачи данных [101]. Такие комплексы дороже интраоральных сканеров, при этом не заменяют их полностью, поскольку не захватывают изображение со всей поверхности полости рта пациента. Поэтому применение фотограмметрии экономически оправдано преимущественно при протяжённых и технически сложных конструкциях, особенно если клиника уже использует интраоральный сканер для повседневных ортопедических задач [68, 136].

Рассматривая проблему сканирования протяженных полных дефектов зубного ряда при протезировании с использованием дентальных имплантатов при помощи интраорального сканера, были предприняты попытки сделать сканируемое поле более «понятным» для оптического захвата и пост-обработки. Значительный вклад в качество получаемой виртуальной модели вносит мануальный навык оператора сканера [27, 67, 239]. Аналогично с традиционными оттисками, сам момент получения скана в полости рта, даже если это воспроизведения процесса *in vitro*, при отсутствии практики и должного мануального навыка, может испортить слепок и значительно

искажить данные, которые поступят далее к зубному технику, что, в конечном итоге, негативно скажется на изготавливаемой конструкции [64, 66].

Ряд исследований был посвящен как выработке оптимальной стратегии сканирования (с чего начинать, как перемещать сканер, какие движения совершать, как правильно ориентировать сканер в полости рта и как вести контроль «пациент – экран»), так и упрощению сканеру и его алгоритмам сопоставления серии кадров в условиях, где большая часть сканера – бликующая, подвижная слизистая. При анализе публикаций были выявлены основные 3 направления:

1. Объединение скан-маркеров – физическое объединение тел скан-маркеров или модификация формы цилиндрических скан-маркеров в виде телескопических отростков, визуально уменьшающие открытые пространства между ними [53, 58, 95, 125, 149, 175, 181, 190, 195]

2. Нанесение дополнительных ориентиров – метод, в котором представлены стандартные цилиндрические скан-маркеры, а на сканируемых мягких тканях располагаются твердые и неподвижные метки, которые помогают сопоставлять кадры и создавать цельную 3D-модель при протяженных дефектах [70, 104, 146, 175, 181, 202].

3. Использование дополнительных устройств – метод, направленный на внесение в сканируемую область дополнительного физически и оптически стабильного объекта, который используется в качестве первоначального ориентира для сканера, к которому добавляются и сопоставляются мягкотканые компоненты области сканирования при протяженных или тотальных дефектах [58, 78, 80, 116, 134, 149, 150, 171, 185].

Объединение скан маркеров

В публикации Huang R. и соавт. [131], использовались как скан-маркеры без выступающей части, так и с выступающей частью. Такой дизайн тела скан-маркера был разработан для обеспечения более характерных,

стабильных опорных точек для сканера в пространстве между установленными имплантатами, что могло бы облегчить процедуры распознавания и сшивания данных. Наибольшую точность показали обычные оттиски открытой ложкой, затем цифровые оттиски, сделанные с помощью нового дизайна скан-маркеров с внешним отростком. Цифровые оттиски с использованием оригинальных скан-маркеров и изготовленных в рамках исследования без выступающего элемента показали относительно низкую точность. В выводах было заявлено, что дополнительные элементы, выступающие за пределы цилиндрического тела скан-маркера, действительно уменьшают затрачиваемое время сканирования, уменьшают погрешности относительно обычных скан-маркеров, предназначенных для изготовления одиночных конструкций с опорой на дентальные имплантаты, но значительно уступают традиционному силиконовому оттиску в точности передачи пространственного положения позиций дентальных имплантатов.

Систематический обзор Shetty P.S. и соавт. [211] указывает, что скрепление скан-маркеров между собой с помощью пластмассы, нити, или индивидуальных конструкций достоверно повышает точность цифровых слепков при сканировании позиций дентальных имплантатов при полном отсутствии зубов, особенно при увеличении расстояния между самими имплантатами. Это связано с созданием более стабильных и распознаваемых референтных точек для сканирующего программного обеспечения, что облегчает сшивание большого объёма изображений и снижает накапливаемую погрешность (рисунок 16).



Рисунок 16 – Объединение скан-маркеров дентальным флоссом

Стоит отметить, что не во всех публикациях объединение скан-маркеров давало положительный результат. Так, в публикации Mizumoto R.M. [175] отмечено существенное увеличение ошибок позиционирования при использовании этой техники (рисунок 16). По сравнению с базовой техникой, отклонения между позициями скан-маркеров возрастали, а показатели точности и предсказуемой повторяемости оказывались ниже, чем при стандартных методах без модификаций. В ряде исследований отмечается, что увеличение количества модификаций или изменений конструкции скан-маркеров ведет к росту линейных и угловых отклонений, снижая достоверность регистрации положения имплантатов [65, 164, 227]. Анализ Ali K.M. и соавт. [54] показал, что нет статистически значимых различий по точности между группами, при этом сканирование с соединенными скан-маркерами часто требовало больше времени, что косвенно говорит о сложности процедуры и возможных технических ограничениях.

Нанесение дополнительных ориентиров в поле сканирования

Одной из стратегий повышения точности интраорального сканирования стало создание искусственных ориентиров. В большом систематическом обзоре Wan Q. и соавт. [229] выделяются такие методы, как специфическая ориентация скошенной поверхности скан-маркера, применение временных

маркеров из композитных материалов или рентген-контрастных композитов. Наиболее устойчивый результат по уменьшению ошибок показало применение временных рельефных отметок на протяжённых беззубых поверхностях, например пластмассовых сфер, фиксируемых на слизистой оболочке и облегчающих сопоставление серии снимков программным обеспечением интраорального сканера [144].



Рисунок 17 – Дополнительные ориентиры в поле сканирования

В исследовании Тао С. и соав. [222], однако, при использовании композитных реперных точек на слизистой не удалось получить существенное улучшение точности получаемых 3D-моделей челюстей с полным отсутствием зубов. Сканирование проводилось интраоральным сканером Trios 3 (3Shape A/S, Копенгаген, Дания) и сравнение производилось с моделями, полученными лабораторным сканером inEOS X5 (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, США). В качестве ориентиров были использованы сферы из жидкотекучего композитного материала, установленные на модели альвеолярных гребней челюстей, по 3 мм в диаметре: на верхней челюсти были установлены 6 маркеров на поверхности неба, а на нижней челюсти – 2 маркера; по 1 на щечный гребень на обеих сторонах. Были получены следующие результаты: (таблица 1).

Таблица 1 – Результаты сканирования в исследовании Тао С. И соав.

	Верхняя челюсть (без ориентиров)	Верхняя челюсть (с ориентирами)	Нижняя челюсть (без ориентиров)	Нижняя челюсть (с ориентирами)
Повторяемость относительно эталона (<i>trueness</i>)	126.3 ± 24.0 МКМ	135.5 ± 36.3 МКМ	156.6 ± 67.5 МКМ	161.4 ± 55.5 МКМ
Прецизионность (<i>precision</i>)	345.8 ± 60.1 МКМ	254.6 ± 40.6 МКМ	107.3 ± 66.6 МКМ	368.8 ± 91.0 МКМ
Время сканирования	419 ± 28 сек	338 ± 35 сек	189 ± 23 сек	320 ± 20 сек
Число изображений	1593 ± 88 кадров	1324 ± 127 кадров	859 ± 74 кадров	1245 ± 71 кадров

По результатам исследования при введении в сканируемую область дополнительных ориентиров на верхней челюсти уменьшается количество кадров и времени на 1 сканирование, что благоприятно влияет на предотвращение кумулятивной ошибки при обработке данных алгоритмами сканера. На нижней челюсти результаты диаметрально противоположные – увеличилось как время, так и количество кадров. Общим для сканов как верхней, так и нижней челюсти оказалось, что точность относительно эталона (лабораторного сканера) изменилась незначительно, что в совокупности с вышеизложенными данными и выводами авторов, не позволяет рекомендовать этот метод для улучшения сканирования на нижней челюсти, но на верхней позволяет ускорить процесс сканирования и получать более стабильный результат.

В исследовании Kanjanasavitree P. и соав. [146] было исследовано несколько методов внесения дополнительных ориентиров в область сканирования модели нижней челюсти. Наиболее точным оказалось сочетание нанесения на альвеолярный гребень модели сфер из жидкого

непрозрачного коффердама и сегментного способа захвата изображения интраоральным сканером.

Mizumoto R. и соав. [175] не выявили значительного улучшения в получаемой точности при сканировании моделей при нанесении на слизистую оболочку дополнительных элементов – стеклянных шариков, индикаторной пасты: погрешность при обычном сканировании со стандартными скан-маркерами – 174 мкм линейно и 1.71° относительно референса; стеклянные шарики – 181 мкм и 1.74° , индикаторная паста – 177 мкм и 1.79° соответственно (рисунок 17). Авторы делают выводы, что большее влияние на точность скана оказывают форма скан-маркера и методика оператора сканера.

Использование дополнительных устройств

Вспомогательные геометрические устройства (ВГУ) предполагают использование при интраоральном сканировании имплантатов пациентов с полным отсутствием зубов для компенсации дефицита анатомических ориентиров за счет перекрытия конструкцией ВГУ [78, 134]. У челюсти с полным отсутствием зубов протяжённые однородные участки между имплантатами затрудняют сопоставление последовательных изображений, что сопровождается появлением кумулятивной ошибки и потерей прецизионности передачи положения протетических платформ дентальных имплантатов. ВГУ своей поверхностью перекрывают значительную площадь сканирования, предоставляя дополнительные искусственные ориентиры; по конструкции они варьируют от соединительных планок до элементов сложной геометрии с кубическими, цилиндрическими или сферическими участками (рисунок 18) [64, 160].

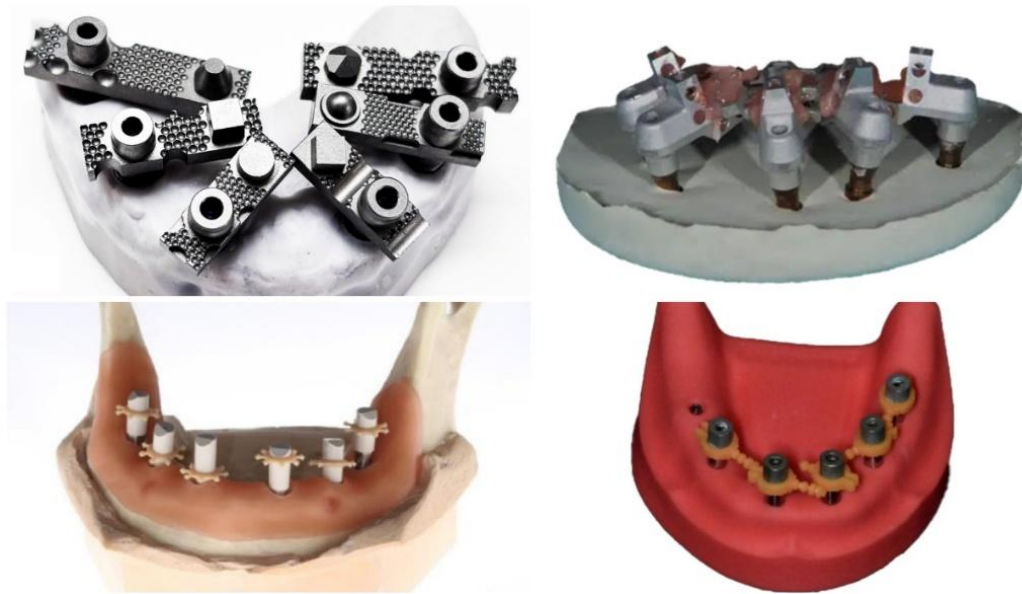


Рисунок 18 – Разнообразие вспомогательных устройств для сканирования

Результаты многочисленных исследований *in vitro* демонстрируют, что использование ВГУ значительно улучшает параметры точности и воспроизводимости цифровых оттисков [58, 62, 78, 80, 116, 149, 150, 171, 185, 238]. В публикации Iturrate и соавт. [134] применение вспомогательного геометрического устройства при сканировании верхней челюсти с 4 имплантатами позволило достичь значений отклонений на уровне, в среднем, 8 ± 6 мкм при малых расстояниях между имплантатами, 20 ± 11 мкм для средних расстояниях и 35 ± 22 мкм для сильно протяженных участков, что статистически значимо превосходило результаты сканирования без ВГУ (максимальное отклонение достигало 189 ± 70 мкм). Аналогичные данные получены Gianfreda и соавт. [122], которые зафиксировали существенное снижение среднеквадратического отклонения центра платформы имплантата (сRMS) с 244,13 мкм до 48,13 мкм и уменьшение общего отклонения тела скан-маркера с 67,63 мкм до 33,38 мкм при использовании ВГУ.

Минимизируя погрешности позиционирования имплантатов в цифровом протоколе, ВГУ способствует изготовлению протезных конструкций с более высокой точностью [196], оптимизируя клинические рабочие процессы и сокращая необходимость корректировки во время примерки протезной конструкции [109, 115].

Вспомогательные геометрические устройства при этом крайне разнообразны по внешнему виду, и единой их классификации в литературе не сложилось. Так, в публикации Iturrate, M. [134] фигурирует устройство, внешне представляющее из себя матовый съемный мостовидный протез зубного ряда, надевающийся на стандартные цилиндрические скан-маркеры как опоры и перекрывающий промежутки без зубов. García-Martínez, I. и соав. [116] провели исследование с устройством для сканирования в виде надеваемых на стандартные цилиндрические скан-маркеры колец с небольшими отростками, изготовленными методом 3D-печати. В публикации Луи, М. и соав. [162] фигурирует устройство “O-I Buckle” собственной разработки, представляющее из себя кольцо для фиксации к цилиндрическому стандартному скан-маркеру и текстурированным рельефным отростком по горизонтальной плоскости. В выводе из исследования утверждается, что конструкция лучше всего работает в вариантах с малым количеством установленных имплантатов, нежели от 6 и более (в таких клинических условиях результат менее значительный, но все равно точнее, чем в группах без устройства).

В опубликованном клиническом случае Crockett R.J. фигурирует устройство Optisplint (Digital Arches LLC, США) [92]. В его составе L-образный модифицированный скан-маркер с «крыльями» (вертикальное и горизонтальное) для присоединения к рамке, располагающейся в оральном пространстве полости рта. Рамка имеет гексагональные перфорации, а «крылья» скан-маркеров имеют отверстия для жидкой самоотвердеющей пластмассы или светоотверждаемого композитного материала для фиксации к рамке. Сама конструкция выполнена методом фрезерования и сканируемые поверхности были подвержены пескоструйной обработке для уменьшения отражательной способности. Отличительным качеством данного устройства является получение не только интраоральных сканов у пациентов с полным отсутствием зубов и установленными дентальными имплантатами, но и использование устройства дополнительно для создания контрольной

гипсовой модели с аналогами имплантатов для минимизации погрешностей и доклинической проверки точности изготовленного каркаса протезной конструкции.

В исследовании Anwar, Н и соав. [58] использовалась комбинация модифицированной формы скан-маркера и специализированного индивидуального устройства, представляющего из себя специально изготовленный каркас на альвеолярную часть модели нижней челюсти с отверстиями для скан-маркеров и «окнами» для участков слизистой, необходимой для моделирования каркаса с плотным прилеганием.

Несмотря на положительные результаты отдельных исследований, сопоставление опубликованных данных ограничено различиями в дизайне устройств, материалах, протоколах сканирования и метриках оценки [238]. Отсутствуют универсальность конструкций, совместимость с различными системами имплантатов, а также четкие критерии выбора между проприетарными технологиями производителей и индивидуально изготовленными устройствами. В научной литературе отсутствует единая классификация вспомогательных геометрических устройств. Из-за различий во внешнем виде и конструкции устройств, числе сканируемых имплантатов, эталонах и методах, показателях точности, единые рекомендации пока не могут быть сформулированы. Разрозненность данных затрудняет и формулирование единых клинических рекомендаций – по сути, каждая исследовательская группа предлагает свой протокол, не привязанный к остальным. В отечественной литературе тема освещена фрагментарно: работы, посвящённые ВГУ и модифицированным скан-маркерам при полном отсутствии зубов, единичны [238, 239].

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

2.1 Общая характеристика исследования

Для достижения цели исследования – количественной оценки точности цифровых методов регистрации положения имплантатов при протезировании пациентов с полным отсутствием зубов протяжёнными конструкциями, замещающими весь зубной ряд – было проведено экспериментальное исследование с разработкой оригинального вспомогательного геометрического устройства (ВГУ), включавшее лабораторный (*in vitro*) и клинический (*in vivo*) этапы. Исследование выполнено на базе отдела ортопедической стоматологии и гнатологии ФГБУ НМИЦ «ЦНИИСиЧЛХ» Минздрава России.

Объектом исследования являлся процесс регистрации пространственного положения дентальных имплантатов у пациентов с полным отсутствием зубов. Предметом исследования – точность передачи пространственного положения протетической платформы установленных дентальных имплантатов при использовании интраорального сканера.

Метрологический анализ полученных данных выполнялся в цифровой среде путём сопоставления виртуальных 3D-моделей, что позволило стандартизировать условия измерения и исключить дополнительный источник погрешности, связанный с физическим изготовлением промежуточных контрольных конструкций на этапе сравнения сканов между собой.

2.2 Материал исследования

3D-модели, использованные в исследовании, получали двумя способами: прямым сканированием интраоральным сканером полости рта пациента или гипсовой модели и непрямым сканированием гипсовых

моделей, изготовленных по эластомерным оттискам с использованием слепочных трансферов, при помощи лабораторного сканера.

В качестве интраорального сканера использовался 3Shape TRIOS 3 (3Shape TRIOS A/S, Дания), технические характеристики которого представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Технические характеристики интраорального сканера 3Shape TRIOS 3

Параметр	Значение
Технология сканирования	Оптическое секционирование
Источник света	LED
Точность	$4,5 \pm 0,9$ мкм (по данным производителя и обзоров)
Время сканирования челюсти	~Около 90 секунд (при опытном пользователе)
Цветное сканирование	Да, полноцветное изображение (есть версии Mono только в монохrome)
Форматы файлов	STL, DCM, PLY (внутренне – 3oxz)
Совместимое ПО	TRIOS / 3Shape Dental System
Размеры сканера	$42 \times 274 \times 120$ мм
Масса сканера	Около 370–373 г (в зависимости от модификации)
Камера	2 x 5 MP (стереоскопическая система)
Точность (ISO 12836)	10 мкм (модели), 12 мкм (имплантаты)
Технология захвата	“Blue LED Multiline”
Тип сенсора	Улучшенные CMOS-сенсоры с повышенной чувствительностью
Текстура	Чёрно-белая (B/W)

В качестве лабораторного сканера для оцифровки гипсовых моделей использовался 3Shape E2; его основные технические характеристики приведены в таблице 2.

Таблица 2 – Технические характеристики лабораторного сканера 3Shape E2

Параметр	Значение
Камера	2 x 5 MP (стереоскопическая система)
Точность (ISO 12836)	10 мкм (модели), 12 мкм (импланты)
Технология захвата	“Blue LED Multiline”
Тип сенсора	CMOS-сенсоры с повышенной чувствительностью
Текстура	Чёрно-белая (B/W)

Для получения референсных данных (эталона) о положении дентальных имплантатов использовались стандартизированные скан-маркеры Lenmirit Multi-Unit цилиндрической формы (модель CB0989) с сертифицированными библиотеками для CAD/CAM.

2.3 Разработка вспомогательного геометрического устройства

По данным литературного обзора, существующие методы повышения точности сканирования полости рта пациентов с полным отсутствием зубов путём введения в поле сканирования дополнительных физических объектов существенно различаются по конструкции, материалу и способу изготовления, однако преследуют общую цель – уменьшение доли подвижной, оптически однородной и бликующей слизистой оболочки в сканируемой области и снижение перепада высот на границе «скан-маркер – мягкие ткани», провоцирующего разрывы при сшивании кадров.

С учётом данных литературного обзора был спроектирован и изготовлен прототип вспомогательного геометрического устройства, не имеющий прямых коммерческих аналогов на территории Российской Федерации. К проектируемому устройству предъявлялись следующие требования: соответствие габаритов условиям интраорального сканирования в полости рта без затруднения доступа; корректное распознавание геометрии устройства программным обеспечением САД-систем; достаточный объём конструкции для перекрытия значительной площади подвижных мягких тканей при сохранении возможности последующего восполнения не отсканированных участков слизистой оболочки. Более подробно принципы моделирования рассмотрены в статье Лосева Ф.Ф. и др. [239].

Устройство предназначено для применения при полном отсутствии зубов с последующим изготовлением единой протяжённой конструкции с винтовой фиксацией на мульти-юнитах. Отсутствие анти-ротационного элемента в соединении мульти-юнита со скан-маркером позволяет свободно ориентировать скан-маркер вокруг вертикальной оси до достижения заданного момента затяжки винта, что даёт возможность использовать асимметричность маркера для позиционирования в клинически целесообразном положении.

Состав разработанного ВГУ: скан-маркеры, промежуточная площадка, винты для фиксации.

Разработанные 3 варианта скан-маркеров: экспериментальный скан-маркер 1, экспериментальный скан-маркер 2, экспериментальный скан-маркер 3 (далее в тексте: СМ1, СМ2, СМ3) (рисунок 19). В отличие от стандартных цилиндрических скан-маркеров, они асимметричны, объединяются в единую жёсткую конструкцию посредством промежуточной контактной площадки (рисунок 20), перекрывающей оральную поверхность сканируемой области и лежащей на специализированных участках скан-маркеров, не касаясь слизистой оболочки полости рта. Дополнительное плечо скан-маркера позволяет сориентировать компонент в сторону контактной

площадки до окончательной фиксации винтом, после чего элементы соединяются светоотверждаемым композитным материалом. После завершения сканирования конструкция снимается единым блоком; установка аналогов имплантатов непосредственно в скан-маркеры устройства с последующей заливкой высокопрочным гипсом позволяет получить верификационную модель, отражающую положение протетических платформ.

Смоделированные скан-маркеры различаются по геометрии и габаритам. Их конструктивные особенности основываются на постепенном усложнении формы и увеличении габаритов относительно существующих скан-маркеров цилиндрической формы.

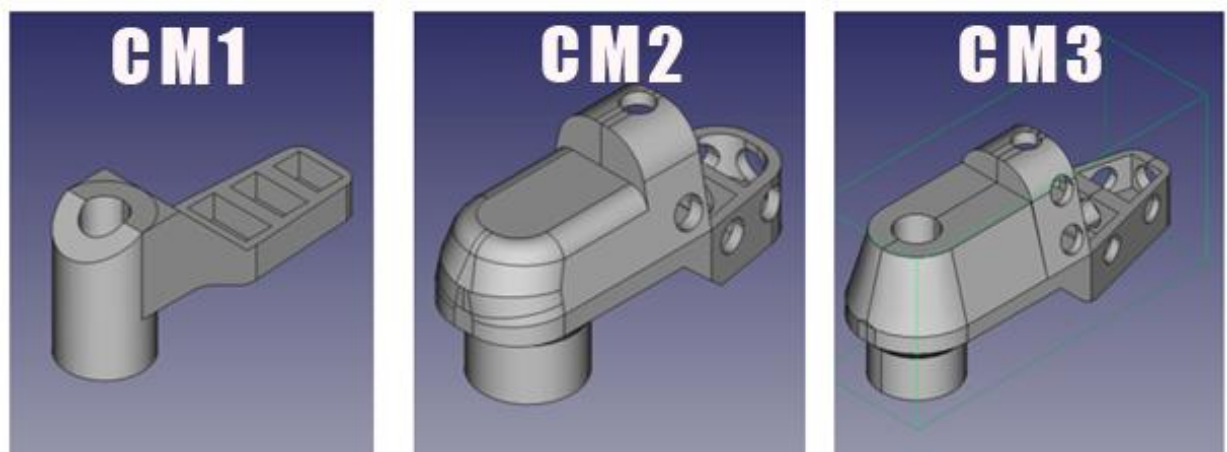


Рисунок 19 – Варианты скан-маркера

Диаметр основания скан-маркера составил 5 мм, что при незначительной корректировке 3D-модели позволяет адаптировать устройство под большинство форм мульти-юнитов, варьирующихся по диаметру (4,6-4,8 мм) и высоте (2-3 мм). Диаметр винтовой шахты для фиксации к мульти-юниту заложен равным 2,5 мм. Для фиксации конструкции используется комплектный винт для мульти-юнита. Используемые в исследовании скан-маркеры для ВГУ были изготовлены под Nobel Multi-Unit Xcal. Контактная площадка с гексагональными сквозными перфорациями размером 23×33×2 мм спроектирована с возможностью

индивидуализации под габариты челюсти конкретного пациента. Виртуальная модель, по которой шло производство контактной площадки, изображена на рисунке 20.

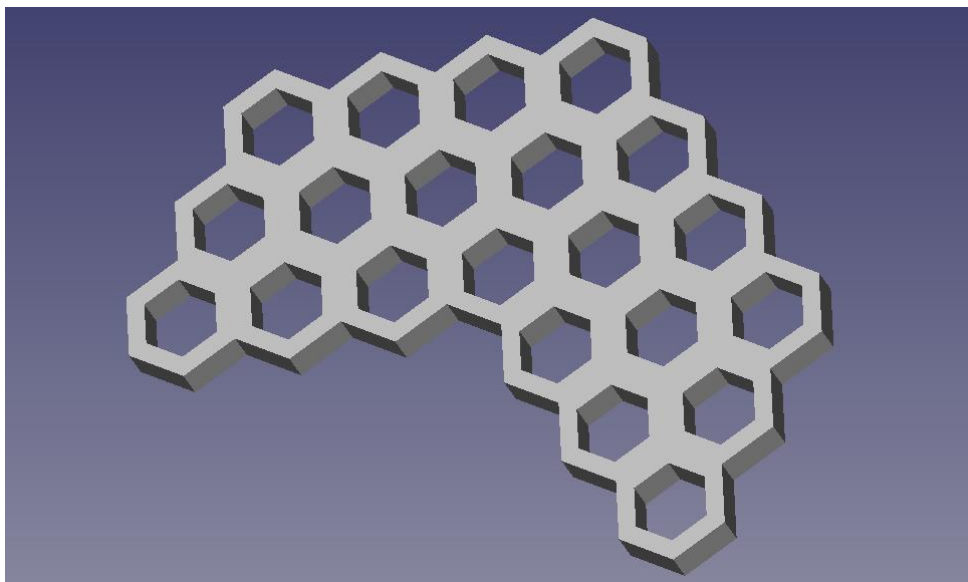


Рисунок 20 – Контактная промежуточная площадка

Тестовые образцы изготавливали методом 3D-печати на принтере Phrozen Sonic 4K 2022 (Phrozen Technology, Тайвань) из фотополимерной смолы HARZ Labs Dental Peach (HARZ Labs, Россия) (рисунок 21). Все образцы изготавливались одновременно и обрабатывались согласно протоколу производителя материала.

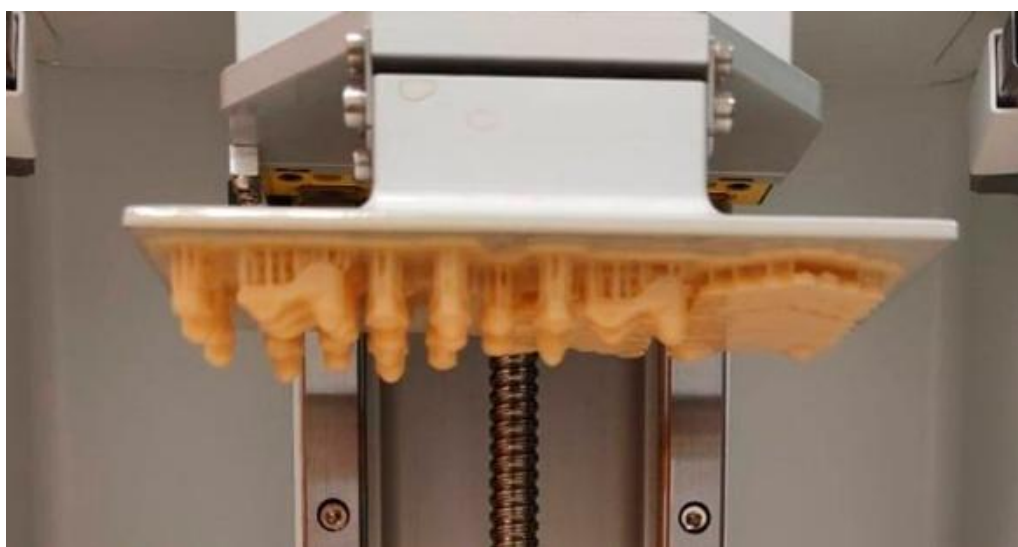


Рисунок 21 – Процесс печати прототипов

Для лабораторного этапа исследования использовали гипсовую модель верхней челюсти с четырьмя аналогами мульти-юнитов в проекциях зубов 1.2, 1.4, 2.2 и 2.4. На модели поочерёдно устанавливали три варианта прототипов (СМ1, СМ2, СМ3) в количестве четырёх штук на конфигурацию; каждый скан-маркер фиксировали к аналогу мульти-юнита соответствующим винтом с ориентацией дополнительного плеча в небном направлении, после чего плечи скан-маркеров соединяли с контактной площадкой светоотверждаемым композитным материалом EsFlow A2 (SPIDENT, Республика Корея) с последующей фотополимеризацией.

Протокол работы с вспомогательной геометрической системой:

1. Откручивание защитных колпачков со всех мульти-юнитов.
2. Поочередное прикручивание скан-маркеров к мульти-юнитам с ориентацией выступающих контактных площадок в оральном направлении.
3. Наложение контактной площадки на выступающие плечи скан-маркеров и позиционирование для равномерного контакта через перфорации.
4. Через перфорации в контактной площадке внесение жидкого композитного материала на поверхность плеча скан-маркера с захватом контактной площадки для фиксации ее на месте и полимеризация.
5. Проведение интраорального сканирования.
6. Откручивание всех винтов скан-маркеров и выведение из полости рта.
7. Получение дополнительного сканирования без установленных скан-маркеров для дополнения данных о перекрытых участках слизистой оболочки в процессе основного сканирования.
8. Совмещение двух сканов для создания единой модели без пробелов в поверхности мягких тканей в ПО.
9. Экспортирование проекта в CAD-среду.
10. Использование специализированной библиотеки для распознавания скан-маркеров и постановки на их место виртуальных аналогов в виртуальной модели.

Для проверки работы прототипов использовали 3D-модель, полученную лабораторным сканером 3Shape E2 со стандартными скан-маркерами Lenmirit CB0989 на гипсовой модели верхней челюсти с четырьмя аналогами мульти-юнитов в проекциях зубов 1.2, 1.4, 2.2 и 2.4, что продемонстрировано на рисунке 22.

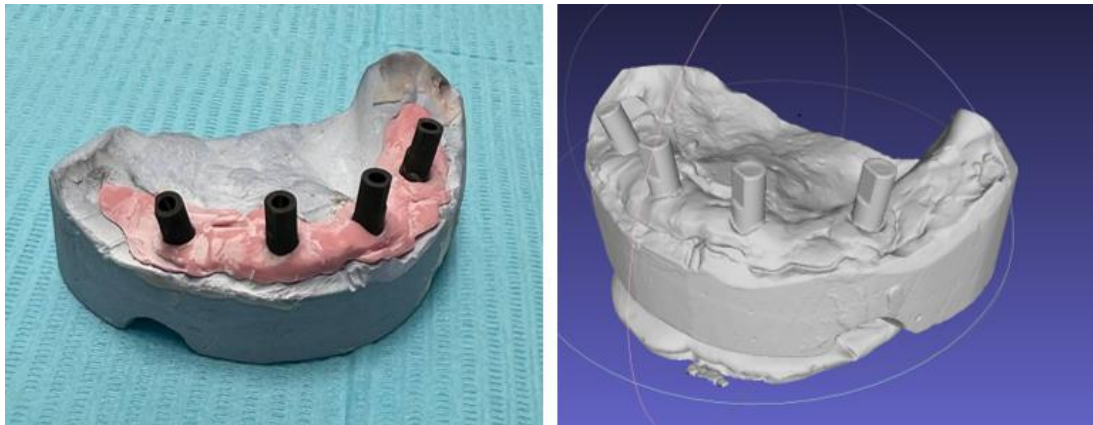


Рисунок 22 – Эталонная гипсовая и 3D-модель

На гипсовой модели устанавливались CM1, CM2 и CM3 в количестве 4 штук. Каждый скан-маркер прикручивался к аналогу мульти-юнита соответствующим винтом таким образом, чтоб дополнительные плечи скан-маркеров были направлены в сторону неба на модели, жидкотекучим композитным материалом светового отверждения EsFlow A2 (SPIDENT, Южная Корея) поочередно соединялись дополнительные плечи с контактной площадкой с последующей фотополимеризацией, избегая попадания на основное тело скан-маркера (рисунок 23).



Рисунок 23 – Установленные прототипы ВГУ на гипсовой модели (слева-направо: CM1, CM2, CM3)

Эталонную модель со стандартными скан-маркерами сканировали на лабораторном сканере 3Shape E2. Модель с установленной вспомогательной системой сканировали интраоральным сканером 3Shape TRIOS 3, поскольку предметом исследования была точность данных, получаемых именно при интраоральном сканировании.

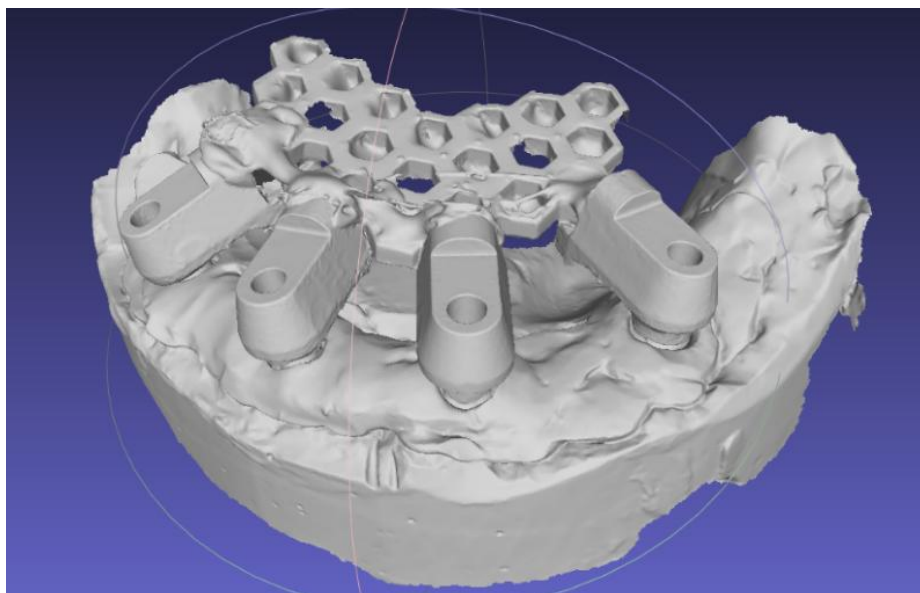


Рисунок 24 – Отсканированная модель с установленным прототипом вспомогательного устройства для сканирования

2.4 Методы исследования

Исследование было разделено на несколько этапов:

1. Разработка вспомогательного устройства для сканирования и его изготовление.
2. Экспериментальное сравнение результатов сканирования *in vitro*, полученных с помощью применения устройства и традиционных методов оцифровывания гипсовых моделей.
3. Экспериментальное сравнение результатов сканирования *in vivo* устройства и традиционных методов интраорального сканирования у пациентов с полным отсутствием зубов и наличием 4 дентальных имплантатов.

In vitro исследование заключалось в разработке методики сканирования, проверки точности передачи, повторяемости получаемых результатов и разработки документации для испытания устройства в полости рта. Для исследования была выбрана гипсовая модель верхней челюсти с установленными 4 аналогами имплантатов. Модель сканировалась с использованием стандартных скан-маркеров и экспериментальной системы. В качестве цифрового эталона (референсной модели) использовались данные сканирования гипсовой модели лабораторным сканером E2, так как этот метод в настоящее время обладает наивысшей доказанной метрологической точностью среди всех доступных стоматологических CAD/CAM технологий. Экспериментальный скан регистрировался интраоральным сканером с использованием ВГУ на этой же гипсовой модели.

Эталонный скан сравнивался с экспериментальным путем наложения. В соответствии с международным стандартом ISO 12836:2015 "Стоматология. Цифровые устройства для CAD/CAM систем", количественная оценка истинности (trueness) проводилась путем вычисления среднеквадратического отклонения (RMS). Значения TotRMS и cRMS использовались как прямой математический эквивалент трансляционной погрешности сканирования, что полностью отвечает протоколам ISO для оценки точности 3D-моделей. *In vivo* исследование проводилось на пациентах после проведения имплантации. Данный этап позволяет напрямую исследовать влияние вспомогательной системы на процесс и результат сканирования в полости рта при отсутствии зубов и необходимости точно передать положение дентальных имплантатов (а именно установленных мульти-юнитов) в костной ткани для точного изготовления протеза с винтовой фиксацией. В пилотном исследовании принимали участие 5 человек с установленными дентальными имплантатами на верхней челюсти в количестве 4 шт. и прикрученными мульти-юнитами. Как референсный образец использовался традиционный метод передачи данных в зуботехническую лабораторию – оттиски с трансферами. После операции, двуслойные силиконовые оттиски оттискным материалом DMG

Silagum-Putty и DMG Silagum-Light (DMG, Германия) с лабораторным трансфер-чеком были получены, по которым далее изготавливались гипсовые модели и сканировали их в лабораторном сканере 3Shape E2 (3Shape TRIOS A/S, Дания) с использованием стандартных скан-маркеров цилиндрической формы. Экспериментальное сканирование проводилось исключительно интраоральным сканером в полости рта с использованием экспериментальной системы.



Рисунок 25 – Получение рабочей модели

При сравнении методов интраорального сканирования для изготовления протезов с винтовой фиксацией в качестве основных показателей точности целесообразно использовать линейное и угловое отклонение, поскольку именно они напрямую связаны с пассивностью посадки конструкции и риском механических осложнений. Линейное отклонение между запланированным и фактическим положением имплантатов или скан-маркеров отражает трансляционную ошибку, которая определяет наличие напряжений в области соединения имплантат-протез. Угловое отклонение характеризует ротационную компоненту неточности и при винтовой фиксации играет критическую роль. Даже небольшая ошибка

наклона при большом расстоянии между установленными дентальными имплантатами приводит к выраженному расхождению отверстий под винты, росту напряжений в фиксирующих винтах, в зоне контакта сопрягаемых поверхностей и в костной ткани и появление зазоров между протезом и протетической платформой, что, в свою очередь может вызвать воспаление и потерю имплантата. В современных исследованиях точности протяжённых протезов с винтовой фиксацией и при сравнении различных цифровых протоколов систематически используется сочетание линейной и угловой погрешности как клинически наиболее информативный критерий. Такой подход позволяет, с одной стороны, оценить геометрическое соответствие виртуальной модели, а с другой – судить о её реальном влиянии на возможность получения пассивно фиксируемого протеза с винтовой фиксацией.

2.5 Получение и обработка данных

Точность цифровых оттисков оценивали по пространственному положению протетических платформ мульти-юнитов. Поскольку стандартные скан-маркеры и разработанное экспериментальное ВГУ обладают принципиально различной морфологией, прямое наложение их поверхностей (алгоритмами ICP) для построения карт отклонений математически некорректно.

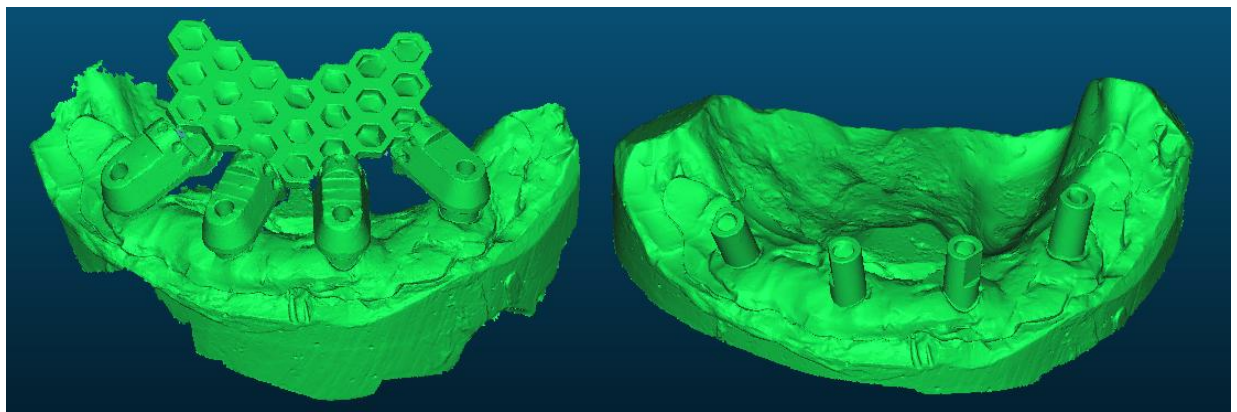


Рисунок 26 – Модели, полученные с использованием ВГУ и цилиндрических скан-маркеров (слева-направо)

Для решения этой проблемы и получения геометрически идентичных объектов для виртуального метрологического анализа применялся алгоритм виртуального замещения скан-маркеров на библиотечные аналоги в CAD-системе, описанный подробно в статье Лосева Ф. Ф. и др. «Создание вспомогательного устройства для внутриротового сканирования беззубых челюстей с установленными дентальными имплантатами» [239]. Для разработанных прототипов были созданы соответствующие электронные CAD-библиотеки.

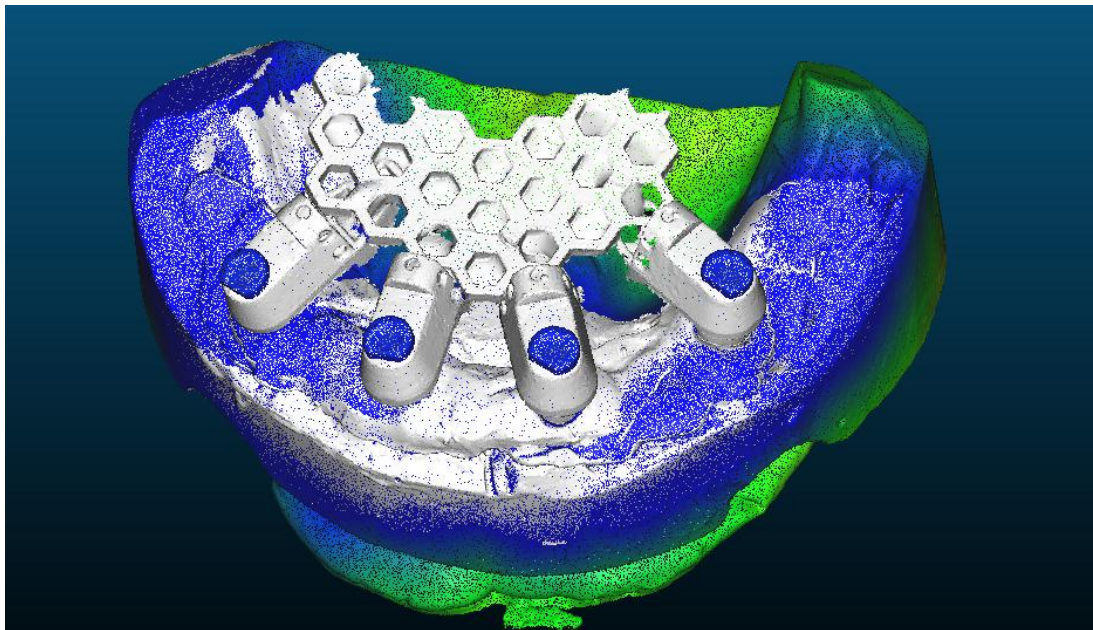


Рисунок 27 – Прямое совмещение моделей

В ходе обработки данных каждый отсканированный маркер сопоставлялся с библиотечным объектом, что позволяло программе автоматически сгенерировать точные виртуальные аналоги протетических платформ и оснований мульти-юнитов в соответствии с их пространственными координатами (рисунок 28). Для обеспечения идентичности полигональных сеток при последующем метрологическом анализе, из проекта экспортировались исключительно сегментированные поверхности ответных частей мульти-юнитов – виртуальных оснований

(усечённые конусы с винтовыми шахтами) без окружающих структур (рисунок 29). Данный подход позволил исключить поверхностные артефакты сканирования и оценивать исключительно трансляционную и ротационную точность позиционирования протетических оснований в пространстве.

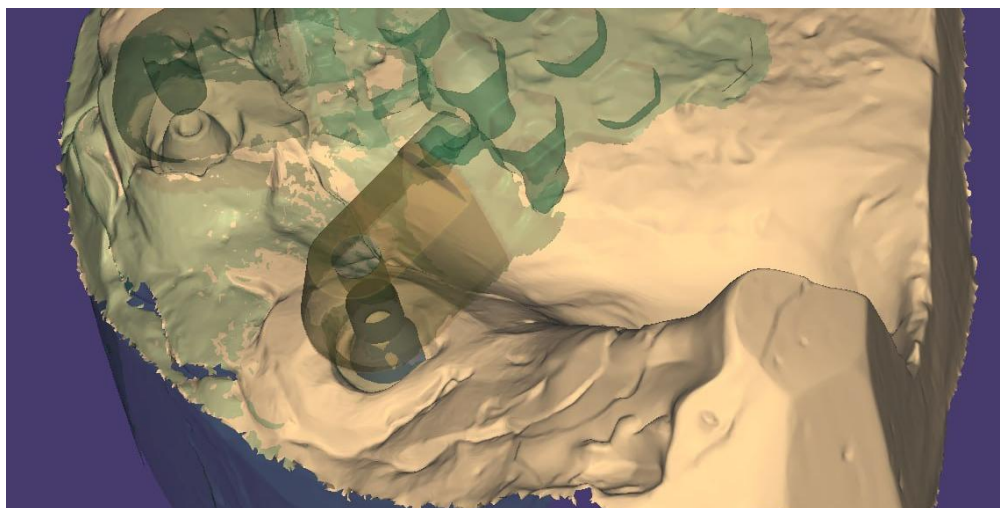


Рисунок 28 – Распознавание скан-маркера в ПО

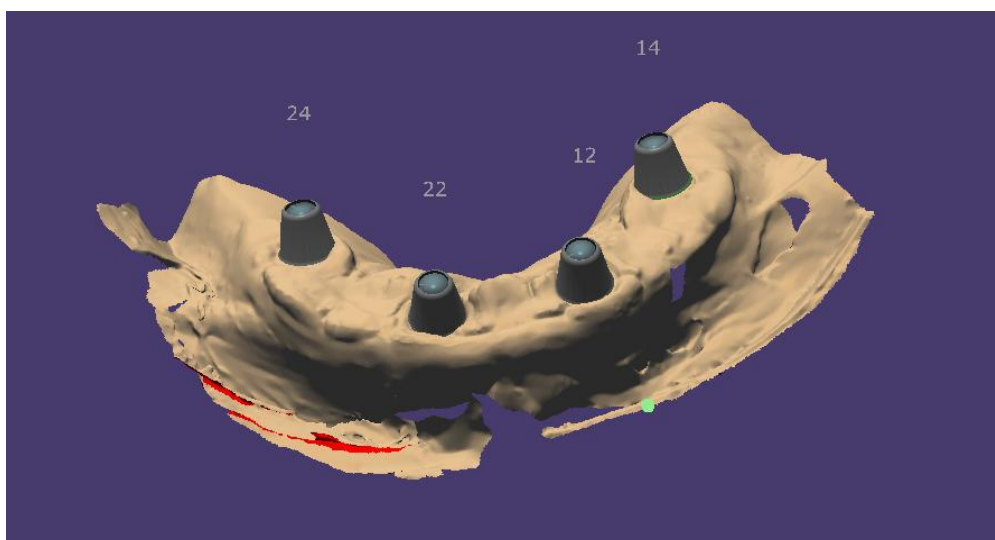


Рисунок 29 – Построение оснований мульти-юнитов

2.6 Методика расчёта показателей точности

Для количественной оценки точности в работе использован цифровой метрологический анализ – сопоставление трёхмерных цифровых моделей в единой системе координат путём наложения исследуемой модели на

эталонную с расчётом пространственных отклонений между их поверхностями. Наложение моделей выполнялось по алгоритму ICP (Iterative Closest Point) в программных средах CloudCompare и Geomagic Control X для расположения в единой системе координат. По сравнению с физической верификацией точности протезных конструкций (штифтовые пробы, контрольные гипсовые модели), данный метод даёт числовое описание отклонения по всей площади сопоставляемых поверхностей и не зависит от визуальной или тактильной оценки исследователя. Методика соответствует ГОСТ Р ИСО 5725-1-2002 (аутентичный перевод ISO 5725-1) и ISO 12836:2015, что обеспечивает сопоставимость полученных данных с результатами зарубежных исследований точности интраорального и лабораторного сканирования.

Для количественного анализа точности использовали три взаимодополняющих показателя: суммарное среднеквадратическое отклонение всех поверхностей исследуемых объектов (TotRMS), среднеквадратическое отклонение геометрических центров (cRMS) и угловое отклонение осей ($\Delta\alpha$). Методология расчёта данных показателей согласуется с принципами ГОСТ Р ИСО 5725-1-2002 (аутентичный перевод ISO 5725-1) и ISO 12836:2015, применительно к оценке правильности и прецизионности цифровых оттисков. Поскольку интраоральный сканер относится к портативным устройствам, не входящим в область прямого применения ISO 12836:2015, положения данного стандарта использовались как методологический ориентир для интерпретации результатов, а не как формально обязательный протокол испытаний.

Показатель TotRMS отражает погрешности наложения виртуального основания протетической платформы мульти-юнита относительно эталонной модели. Он позволяет зафиксировать линейное отклонение всей поверхности виртуального основания. Более низкие значения TotRMS указывают на отсутствие глобального искажения в виртуальной модели, что

непосредственно минимизирует риск возникновения патологических физических натяжений в будущей протезной конструкции.

Показатель cRMS выбран для дополнительной оценки линейной позиционной точности каждой индивидуальной платформы. В отличие от TotRMS, который оценивает общее совпадение неконтролируемо расставленных точек на поверхностях, cRMS основан на анализе 2 математических центроидов оснований мульти-юнитов (экспериментальный и эталонный). Учитывая, что клинически безопасный порог линейного отклонения, допускающий пассивную посадку протяженных конструкций с винтовой фиксацией, строго ограничен и, согласно данным литературы, не должен превышать 100-150 мкм, использование cRMS позволяет достоверно оценить клиническую приемлемость получаемых цифровых моделей.

Угловое отклонение ($\Delta\alpha$) протетических осей характеризует точность пространственной ориентации посадочных поверхностей. Даже при минимальных линейных смещениях (cRMS) угловые погрешности приводят к перекосу каркаса, колоссальному напряжению в фиксирующих винтах и риску резорбции периимплантатной костной ткани. В литературе указывается, что для конструкций с опорой на 4 и более имплантата предельный уровень угловой неточности не должен превышать 1° .

Таким образом, параллельный расчёт TotRMS, cRMS и $\Delta\alpha$ виртуальных оснований мульти-юнитов позволяет провести комплексный анализ точности интраорального сканирования и оценить их пригодность с точки зрения жестких клинических и биомеханических допусков для потенциальной протезной конструкции (рисунок 30).

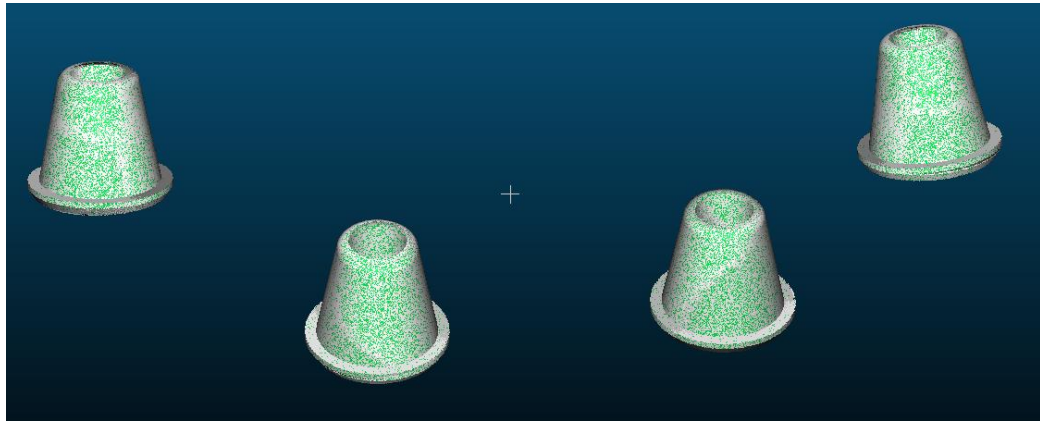


Рисунок 30 – Экспортированные основания мульти-юнитов

Оценку линейных отклонений цифровых моделей проводили путём сопоставления экспериментальных сканов с эталонной трёхмерной моделью и последующего анализа расстояний между поверхностями в программном обеспечении CloudCompare v2.14. Объекты в формате STL, представляющие собой полигональные сетки, импортировали в проект попарно: референсную и исследуемую модели. Каждый файл содержал исключительно сегментированные основания мульти-юнитов, полученные ранее при сопоставлении с библиотечными образами скан-маркеров в CAD-ПО.

Для проведения метрологического анализа полигональные сетки преобразовывали в облака точек с разрешением 1 000 000 точек на всю поверхность сетки. Пространственное выравнивание эталонной и исследуемой моделей осуществлялось с использованием алгоритма «Fine Registration» на базе метода итеративных ближайших точек (Iterative Closest Point, ICP). Данный алгоритм математически минимизировал дистанцию между соответствующими точками двух объектов, приводя их в единую координатную систему.

После достижения оптимального выравнивания и попарной сегментации соответствующих оснований мульти-юнитов, рассчитывались линейные отклонения с применением инструмента «Cloud-to-Cloud Distance». Инструмент определял кратчайшее Евклидово расстояние между каждой точкой исследуемого скана и её ближайшим аналогом на эталонной

поверхности. Среднеквадратическое значение всей совокупности этих расстояний (Root Mean Square, RMS) фиксировалось как показатель общей пространственной погрешности сканирования – TotRMS (рисунок 31).

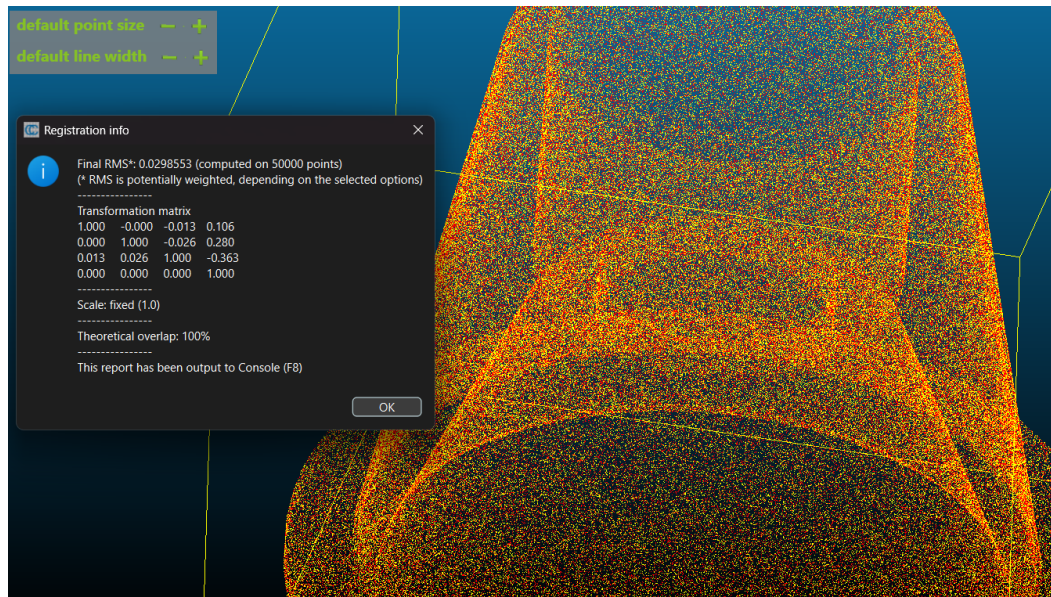


Рисунок 31 – Расчёт TotRMS для сегментированного основания мульти-юнита

Полученное значение TotRMS рассматривали как показатель истинности цифрового оттиска, полученной с модели или челюсти с полным отсутствием зубов (рисунок 32).

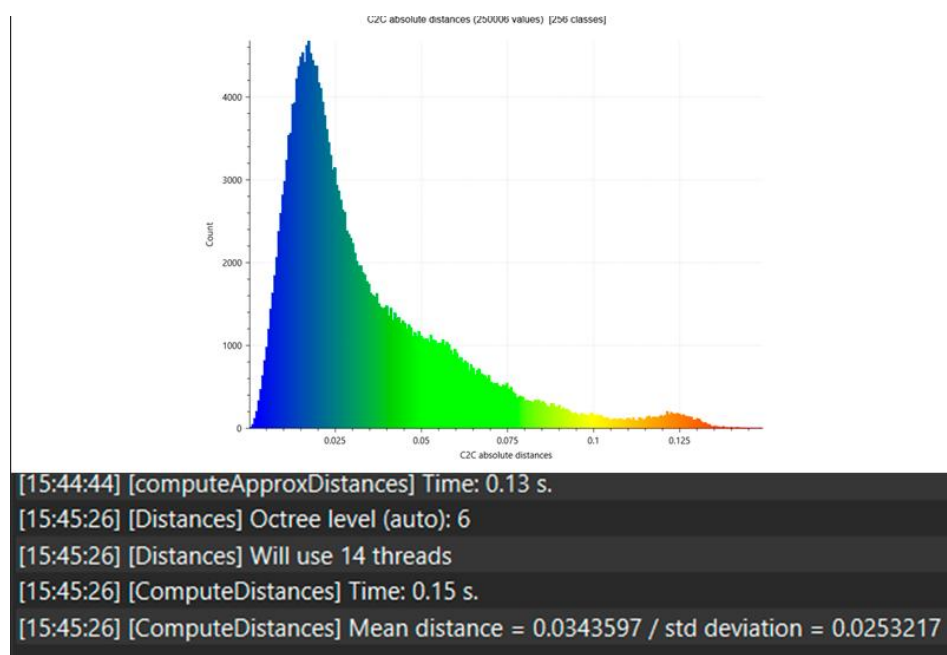


Рисунок 32 – Расчёт значений TotRMS

Полученные STL-файлы сегментированных виртуальных оснований мульти-юнитов импортировали в метрологическое программное обеспечение Geomagic Control X (3D Systems, США), применяемое для трёхмерного анализа линейных и угловых отклонений в экспериментальных стоматологических исследованиях.

Показатель cRMS был выбран для количественной оценки линейной позиционной точности платформ имплантатов. В отличие от TotRMS, который характеризует отклонения по всей поверхности модели, cRMS основан на анализе центроидов оснований мульти-юнитов и напрямую отражает, насколько воспроизводимо в цифровой модели передано пространственное положение опорных точек протезной конструкции. Центроид в данном контексте рассматривается как геометрический центр посадочной поверхности, то есть точка, координаты которой являются усреднённым значением координат всех точек этой поверхности (условное «место концентрации» геометрии элемента). Сравнение двух точек в пространстве нивелирует погрешность автоматизированного рандомизированного расставления точек по поверхности. Использование cRMS позволяет соотнести полученные экспериментальные значения с известными допусками и оценить вероятность пассивной посадки.

Построение осей имплантатов и определение центроидов выполняли по следующему алгоритму. В Geomagic Control X попарно экспортировали соответствующие экспериментальные и эталонные сегментированные основания мульти-юнитов. На каждом образце выделяли поверхности стенок оснований мульти-юнитов, после чего по выбранным поверхностям строили аппроксимирующий геометрический элемент – усечённый конус. Для каждого построенного элемента автоматически определялись ось вращения (центральная ось) и центроид; координаты центроида использовали при расчёте линейных отклонений (рисунок 33).

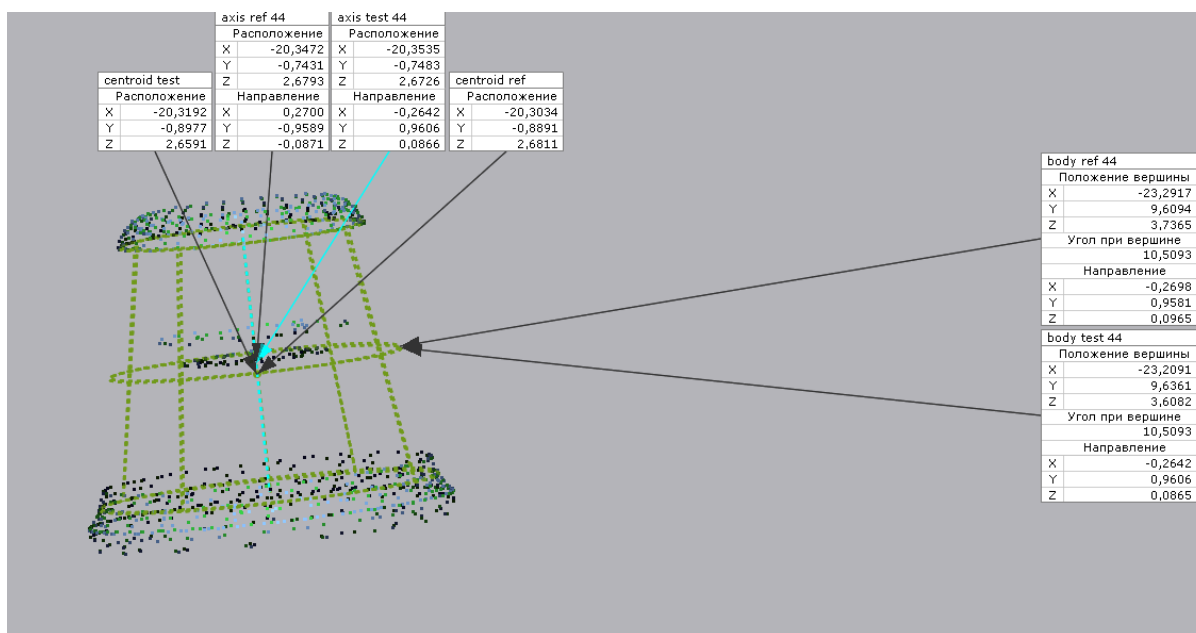


Рисунок 33 – Данные, полученные в Geomagic Control X

Ось вращения построенного конуса принимали за протетическую ось, что обеспечивало сопоставимость ориентации между эталонной и исследуемой моделями. Для каждого имплантата отдельно фиксировали координаты центра на эталонной и на соответствующей исследуемой модели, а также направляющие векторы осей. На основе координат центров рассчитывали показатель $sRMS$, характеризующий разброс позиционирования платформы имплантата, а на основе векторов осей – угловое отклонение, отражающее точность ориентации имплантата в пространстве. $sRMS$ рассчитывалось по аналогии с $TotRMS$.

Угловое отклонение рассчитывалось как угол между осями конусов соответствующих позиций в тестовой и эталонной моделях.

2.7 Статистическая обработка

Статистическую обработку данных выполняли в программе Microsoft Excel 2021 с использованием надстройки Real Statistics Resource Pack. Для каждой группы определяли среднее арифметическое (M), стандартное отклонение (SD), медиану (Me) и 95% доверительный интервал (95% ДИ).

Нормальность распределения проверяли с использованием критерия Шапиро–Уилка (Shapiro–Wilk) и теста Д'Агостино–Пирсона (D'Agostino-Pearson); однородность дисперсий оценивали критерием Левена (Levene). Распределение расценивалось как отличное от нормального при $p < 0,05$ хотя бы по одному из двух критериев нормальности.

Выбор статистического метода для сравнения групп определялся результатом проверки предпосылок и характером сравниваемых выборок – независимых (различные варианты устройств, различные группы пациентов) или связанных (парные измерения одного пациента в двух условиях сканирования).

Для сравнения трёх и более независимых групп при соблюдении условий параметрической статистики применяли однофакторный дисперсионный анализ (one-way ANOVA) с апостериорными сравнениями методом Тьюки (Tukey HSD); при отклонении от нормального распределения или неоднородности дисперсий использовали непараметрический критерий Краскела-Уоллиса (Kruskal-Wallis) с апостериорным анализом методом Данна (Dunn) и поправкой Бонферрони на множественные сравнения. Дополнительные попарные сравнения независимых групп проводили критерием Манна–Уитни (Mann-Whitney).

Для сравнения связанных (парных) выборок при нормальном распределении разности показателей применяли парный t-критерий Стьюдента (Student's t-test); при отклонении от нормального распределения – критерий знаковых рангов Уилкоксона (Wilcoxon signed-rank test) для связанных выборок. Величину эффекта для парных и независимых сравнений количественно оценивали с помощью d Коэна (Cohen's d) и коэффициента r ; интерпретацию размера эффекта проводили по классификации Дж. Коэна (J. Cohen).

Различия в доле наблюдений, соответствующих совокупности критериев клинической приемлемости, между независимыми группами (варианты устройств CM1, CM2, CM3) оценивали критерием хи-квадрат

Пирсона (Pearson's χ^2) с расчётом V Крамера; для связанных выборок (сравнение группы ВГУ и группы Контроль у одних и тех же пациентов) применяли критерий Мак-Немара (McNemar's test) с поправкой Йейтса на непрерывность.

Во всех статистических тестах критическим уровнем значимости считали $\alpha=0,05$.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ

3.1 Сравнительная оценка точности прототипов вспомогательных геометрических устройств в лабораторных условиях (*in vitro*)

С целью определения наиболее эффективной геометрии скан-маркера было проведено сравнительное исследование *in vitro*. Лабораторный этап позволил исключить влияние субъективных клинических факторов (слюна, рефлекс пациента, ограниченное открывание рта) и обеспечить объективную оценку точности сканирования при включении в сканируемую область вариантов скан-маркеров в составе вспомогательного геометрического устройства (ВГУ).

В ходе данного этапа было изготовлено и проанализировано три комплекта прототипов скан-маркеров (СМ1, СМ2, СМ3). Для каждой конфигурации выполнено 30 сканирований эталонной модели, включавших по 4 позиции протетических платформ (в проекциях зубов 1.2, 1.4, 2.2, 2.4), что составило 120 измерений на каждый вариант прототипа. Каждый комплект устанавливался на единую гипсовую модель; каждый вариант скан-маркеров соединялся с промежуточной площадкой жидкотекучим композитом. В качестве эталонной модели использовалась 3D-модель, полученная лабораторным сканером 3Shape E2 с этой же гипсовой модели челюсти с использованием стандартных цилиндрических скан-маркеров. Каждая 3D-модель загружалась в CAD-пространство. Для каждой серии измерений рассчитывались суммарное среднеквадратическое отклонение (TotRMS, мкм), среднеквадратичное отклонение положения центра (сRMS, мкм) и угловое отклонение ($\Delta\alpha$, °), а также 95% доверительные интервалы указанных показателей.

Перед проведением межгрупповых сравнений была оценена форма распределения измеренных показателей с использованием теста Д'Агостино–Пирсона (D'Agostino–Pearson) (таблица 4).

Таблица 4 – Результаты проверки нормальности распределения с использованием теста Д'Агостино–Пирсона (D'Agostino–Pearson) (*in vitro*)

Группа	Метрика	DA-P		p-value
		Ассимметрия	Эксцесс	
CM1 (n=120)	TotRMS, мкм	– 0,24	– 1,01	0,069
	cRMS, мкм	– 0,60	– 0,61	0,012
	$\Delta\alpha, ^\circ$	0,96	– 2,24	0,001
CM2 (n=120)	TotRMS, мкм	– 0,45	– 0,53	0,009
	cRMS, мкм	– 0,12	– 1,11	0,027
	$\Delta\alpha, ^\circ$	0,45	– 0,50	0,593
CM3 (n=120)	TotRMS, мкм	0,36	– 0,49	0,197
	cRMS, мкм	0,21	– 0,83	0,172
	$\Delta\alpha, ^\circ$	0,49	– 0,97	0,051
Примечание. Нормальность расценивалась как нарушенная при $p < 0,05$ хотя бы по одному из критериев				

Согласно полученным результатам, распределение большинства метрик в группах CM1 и CM2 значимо отличалось от нормального ($p < 0,05$), за исключением параметров TotRMS в группе CM1 ($p = 0,069$) и $\Delta\alpha$ в группе CM2 ($p = 0,593$). Полное соответствие всех признаков закону нормального распределения было зафиксировано только в экспериментальной группе CM3 ($p > 0,05$). Учитывая сочетанный характер данных и доказанное нарушение нормальности распределения для ряда ключевых признаков в подгруппах CM1 и CM2, для дальнейшего межгруппового сравнительного анализа было принято решение использовать непараметрические методы статистического – критерий Краскела–Уоллиса (Kruskal–Wallis); апостериорные попарные сравнения групп проводились с помощью критерия Манна–Уитни (Mann–

Whitney) с применением поправки Бонферрони. Результаты проверки нормальности представлены в таблице 4.

На этапе первичного анализа данных была выполнена комплексная оценка параметров центральной тенденции и рассеяния для исследуемых метрик точности по дизайнам ВГУ *in vitro* (таблица 5).

Таблица 5 – Описательная статистика метрик точности по дизайнам ВГУ *in vitro*

Метрика	Вариант	М	SD	Me	95% ДИ	CV, %
<i>TotRMS, мкм</i>	CM1	121,19	32,39	126,89	115,40–126,99	26,73
	CM2	87,94	30,15	94,62	82,54–93,33	34,29
	CM3	40,53	3,70	40,12	39,87–41,19	9,12
<i>cRMS, мкм</i>	CM1	155,08	30,65	161,89	149,60–160,56	19,76
	CM2	135,59	37,89	137,23	128,81–142,37	27,94
	CM3	31,82	2,82	31,62	31,32–32,33	8,86
$\Delta\alpha, ^\circ$	CM1	1,299	0,952	0,86	1,128–1,469	73,34
	CM2	1,866	0,375	1,81	1,799–1,933	20,10
	CM3	0,452	0,159	0,43	0,423–0,480	35,22
Примечание: М – среднее арифметическое; SD – стандартное отклонение; Me – медиана; CV – коэффициент вариации.						

Анализ коэффициентов вариации (CV, %) показал выраженную неоднородность данных в группах CM1 и CM2. Наибольший разброс значений зафиксирован по метрике $\Delta\alpha, ^\circ$ в варианте CM1 (CV = 73,34). Напротив, в группе CM3 распределение данных по метрикам TotRMS (CV = 9,12 %) и cRMS (CV = 8,86 %) характеризуется высокой степенью однородности (CV <10 %).

При описании центральных тенденций изучаемых признаков выбор между средним арифметическим (М) и медианой (Me) осуществлялся строго на основании ранее установленного характера распределения (см. данные теста Д'Агостино–Пирсона в Таблице 4).

Метрика TotRMS для вариантов CM1 и CM3, где распределение признака соответствовало нормальному закону ($p > 0,05$), наиболее адекватным отражением центральной тенденции выступает среднее арифметическое. В группе CM1 среднее значение TotRMS составило $121,19 \pm 32,39$ мкм с 95%-м доверительным интервалом (95% ДИ) от 115,40 до 126,99 мкм. В группе CM3 данный показатель зафиксирован на уровне $40,53 \pm 3,70$ мкм (95% ДИ: 39,87–41,19 мкм).

В то же время в группе CM2 распределение TotRMS значимо отличалось от нормального ($p = 0,009$), в связи с чем ключевым ориентиром здесь служит медиана, составившая 94,62 мкм (при $M = 87,94$ мкм).

Учитывая, что в группах CM1 и CM2 распределение признака cRMS имело статистически значимые отклонения от нормального ($p = 0,012$) и ($p = 0,027$, соответственно), их сопоставление по параметрическим средним величинам не является корректным. Оценка центральной тенденции в данных группах должна опираться на медианные значения, которые составили 161,89 мкм для CM1 и 137,23 мкм для CM2. Для группы CM3, продемонстрировавшего нормальный характер распределения, истинное среднее значение составило $31,82 \pm 2,82$ мкм (95 % ДИ: 31,32–32,33 мкм), что практически полностью совпало с медианой ($Me = 31,62$ мкм).

Показатель углового отклонения $\Delta\alpha,^\circ$ продемонстрировал нормальное распределение только в рамках группы CM2 ($p = 0,593$), где среднее арифметическое составило $1,866^\circ \pm 0,375^\circ$ (95% ДИ: 1,799–1,933°).

Для групп CM1 ($p = 0,001$) и CM3 ($p = 0,051$ – на грани статистической значимости) имело место отклонение от нормальности, преимущественно обусловленное дефектами асимметрии и эксцесса. Центральная тенденция $\Delta\alpha,^\circ$ в группе CM1 смещена в сторону меньших значений и описывается медианой $0,86^\circ$ (при среднем $1,299^\circ$), а в группе CM3 медианой $0,43^\circ$ (при среднем $0,452^\circ$).

Таким образом, сочетанный характер распределения в группах и наличие выраженных деформаций формы распределения в группах CM1 и

СМ2 predeterminedili выбор непараметрических статистических методов для последующего межгруппового сравнения.

Для выявления межгрупповых различий по показателю TotRMS был применен непараметрический критерий Краскела–Уоллиса, который зафиксировал высокосignимые статистические различия на общем уровне ($N = 225,30$); ($df = 2$); ($n = 360$); ($p < 0,001$).

В ходе последующих апостериорных попарных сравнений с помощью критерия Манна–Уитни (Mann–Whitney) с применением поправки Бонферрони нами было установлено, что все три исследуемых группы статистически значимо отличаются друг от друга ($p < 0,001$) для всех парных сравнений.

Наибольшие значения TotRMS характерны для группы СМ1 ($R = 271,7$), промежуточные – для группы СМ2 ($R = 197,6$), в то время как минимальный уровень искажений продемонстрировал дизайн СМ3 ($R = 72,2$).

Диаграмма размаха значений TotRMS (мкм) для трех исследуемых групп ВГУ (1 – СМ1, 2 – СМ2, 3 – СМ3) представлены на рисунке 31.

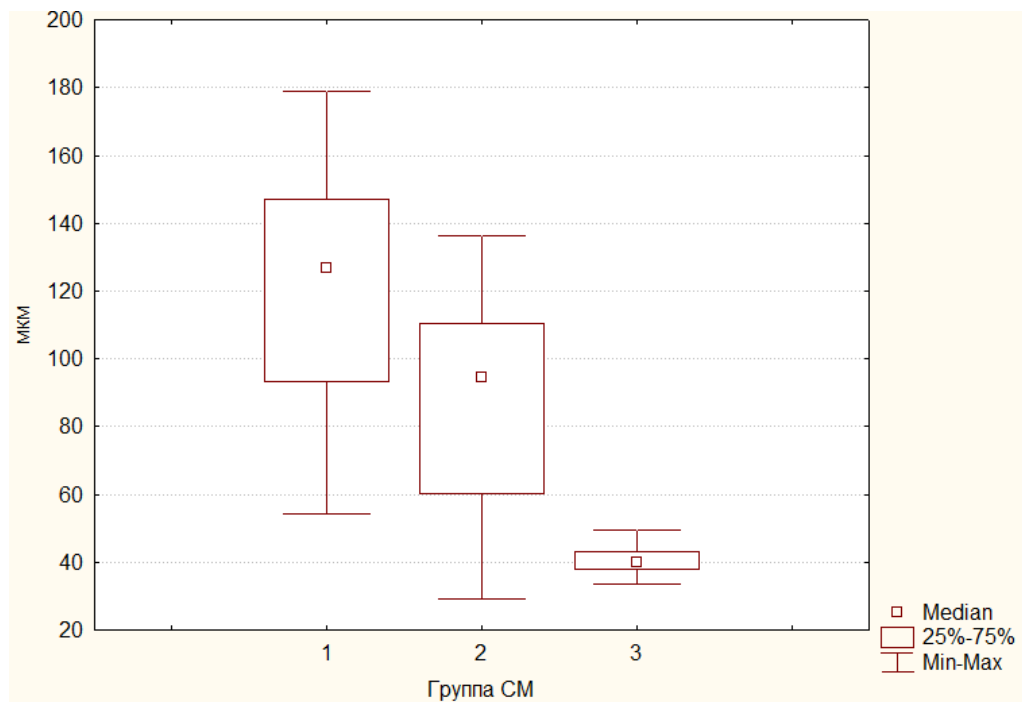


Рисунок 31 – Сравнение точности позиционирования по метрикам TotRMS для трёх вариантов прототипов вспомогательных устройств (СМ1, СМ2, СМ3)

Визуальный анализ распределения признака демонстрирует выраженную тенденцию к снижению величины и вариабельности значений TotRMS при переходе от первой группы к третьей.

Группа 1 характеризуется наибольшим уровнем геометрической ошибки и максимальным рассеянием данных. Центральная тенденция описывается медианой на уровне 127,19 мкм, а межквартильный размах заключен в пределах от 93 до 147 мкм. Полный диапазон значений (Min-Max) составляет от 54 до 179 мкм.

Группа 2 демонстрирует умеренное снижение показателей ошибки формообразования. Медиана смещается вниз и фиксируется на отметке 94,62 мкм. Границы межквартильного ящика сужаются до диапазона 60–111 мкм. При этом область полного размаха данных (Min-Max 29–136 мкм) частично перекрывается с диапазоном Группы 1, что указывает на вариативность результатов внутри данных модификаций.

Группа 3 принципиально отличается от предыдущих вариантов как минимальным уровнем значений, так и уникальной стабильностью данных. Медиана достигает минимального значения 40,41 мкм. «Ящик» 38–43 мкм и «усы» полного размаха 33–50 мкм максимально сжаты, что свидетельствует о крайне высокой однородности выборки. Полная изоляция визуальных элементов Группы 3 от диапазонов Групп 1 и 2 подтверждает её абсолютное статистическое преимущество по точности формообразования.

Оценка межгрупповых различий по показателю cRMS с помощью непараметрического критерия Краскела–Уоллиса также выявила высокую степень статистической значимости различий во всей совокупности исследуемых выборок ($H = 246,46$; $df = 2$; $n = 360$; $p < 0,001$).

В ходе последующих апостериорных попарных сравнений с помощью критерия Манна–Уитни (Mann–Whitney) с применением поправки Бонферрони нами было установлено, что все три исследуемых группы статистически значимо отличаются друг от друга ($p < 0,001$) для всех парных сравнений.

Анализ структуры рангов продемонстрировал последовательное снижение геометрического искажения cRMS от группы 1 ($R = 258,43$) и группы 2 ($R = 222,57$) к группе 3, показавшей минимальный уровень значений ($R = 60,50$).

Диаграмма размаха значений cRMS (мкм) для трех исследуемых групп дизайна ВГУ (1 – CM1, 2 – CM2, 3 – CM3) представлены на рисунке 32.

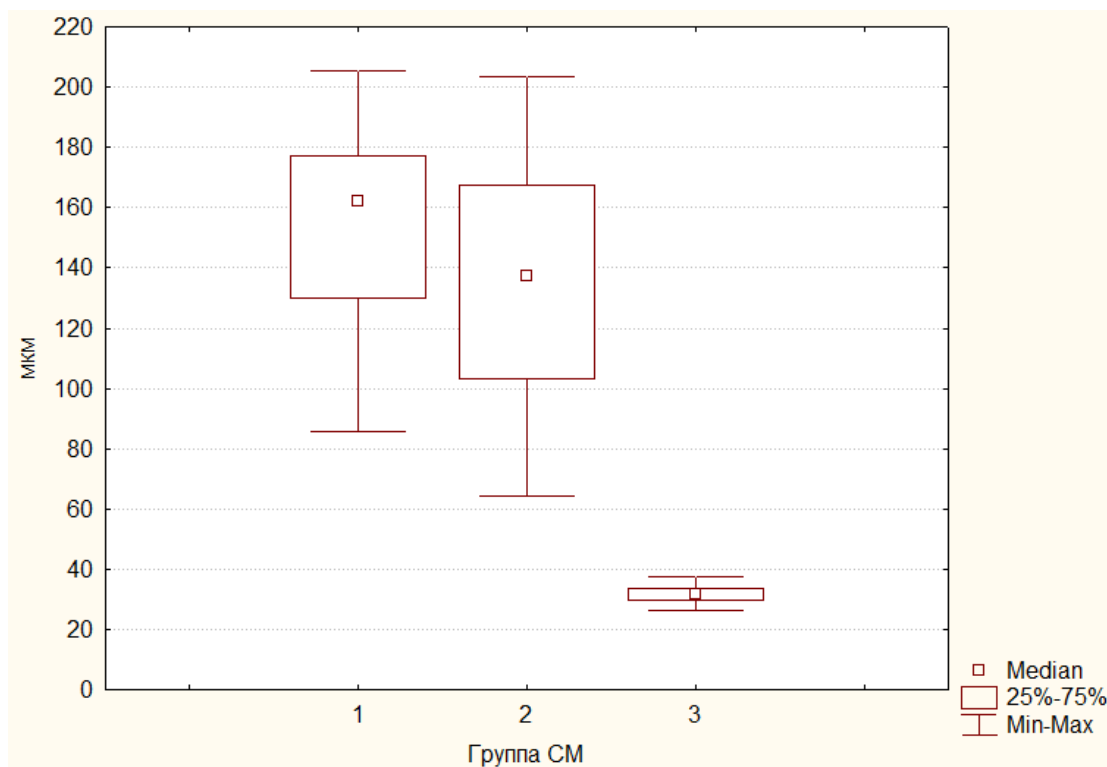


Рисунок 32 – Сравнение точности позиционирования по метрикам cRMS для трёх вариантов прототипов вспомогательных устройств (CM1, CM2, CM3)

Визуальный анализ диаграммы размаха для признака cRMS демонстрирует статистически значимое снижение уровня значений формообразования при переходе от первой группы к третьей, повторяя общую тенденцию TotRMS.

Группа 1 характеризуется наибольшей величиной значений. Медианное значение зафиксировано на уровне 161,89 мкм. Межквартильный размах (25%–75%) лежит в пределах 130–178 мкм, а полный диапазон варьирования (Min-Max) составляет от 86 до 206 мкм.

Группа 2 демонстрирует некоторое снижение центральной тенденции – медиана смещается вниз до отметки 137,23 мкм. Однако в этой группе наблюдается максимальное рассеяние данных: межквартильный «ящик» существенно вытянут вертикально (103–168 мкм), а полный размах значений составляет от 64 до 204 мкм. Области распределения Группы 1 и Группы 2 имеют обширную зону взаимного перекрытия.

Группа 3 кардинально отличается от первых двух модификаций минимальным уровнем деформации и уникальной стабильностью результатов. Медиана опускается до минимального значения – 31,62 мкм. Межквартильный размах сжат в экстремально узкий диапазон 30–34 мкм, а границы абсолютного минимума и максимума (Min-Max) не превышают интервал 27–37 мкм. Графический элемент Группы 3 полностью изолирован от диапазонов Групп 1 и 2, наглядно подтверждая её ключевое технологическое преимущество.

В отличие от предыдущих метрик линейной погрешности (TotRMS и cRMS), наименьшие показатели углового отклонения зафиксированы во второй группе, а не в первой. На общем и попарном уровнях различия высокосignимы ($p < 0,001$) для всех сочетаний ($N = 270,09$; $df = 2$; $n = 360$; $p < 0,001$).

В ходе последующих апостериорных попарных сравнений с помощью критерия Манна–Уитни (Mann–Whitney) с применением поправки Бонферрони нами было установлено, что все три исследуемых группы статистически значимо отличаются друг от друга ($p < 0,001$) для всех парных сравнений.

В отличие от линейных параметров погрешности, максимальное угловое отклонение было зафиксировано в группе CM2 ($R = 269,1$), тогда как группа CM1 заняла промежуточное положение ($R = 195,0$). Минимальное и наиболее стабильное значение угловой погрешности по-прежнему регистрировалось в экспериментальной группе CM3 ($R = 77,4$).

Сравнение точности позиционирования по угловому отклонению для трёх вариантов прототипов вспомогательных устройств (СМ1, СМ2, СМ3) представлено на рисунке 33.

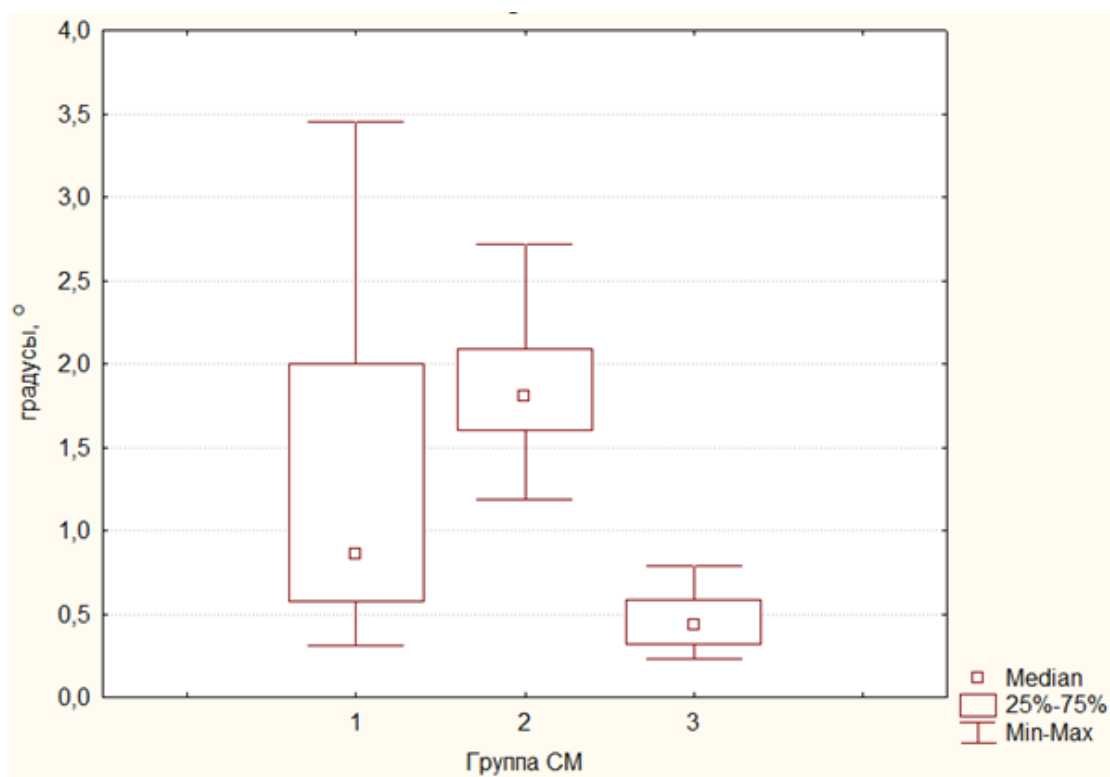


Рисунок 33 – Сравнение точности позиционирования по угловому отклонению для трёх вариантов прототипов вспомогательных устройств (СМ1, СМ2, СМ3)

Вариант СМ3 в составе ВГУ обеспечил наименьшее среднее значение TotRMS ($40,53 \pm 3,70$ мкм), что в 3,0 раза ниже показателя СМ1 ($121,19 \pm 32,39$ мкм) и в 2,2 раза ниже показателя СМ2 ($87,94 \pm 30,15$ мкм). Среднее угловое отклонение оказалось наибольшим в серии СМ2 ($1,866 \pm 0,375^\circ$), превышая соответствующее значение СМ1 ($1,299 \pm 0,952^\circ$), при минимальных значениях в серии СМ3 ($0,452 \pm 0,159^\circ$). Коэффициент вариации TotRMS для СМ3 составил 9,12%, для СМ1 – 26,73%, для СМ2 – 34,29%.

Диапазон межпозиционного разброса TotRMS для СМ3 составил 7,85 мкм (от $37,22 \pm 2,22$ мкм в позиции 1.4 до $45,07 \pm 2,35$ мкм в позиции 2.4), тогда как для СМ1 данный диапазон достигал 76,51 мкм, для СМ2 – 69,69

мкм. Столь малый межпозиционный разброс у СМЗ указывает на стабильную точность устройства независимо от топографической позиции имплантата.

Межпозиционное распределение TotRMS у СМ1 и СМ2 характеризовалось существенной вариативностью. Для СМ1 минимальное значение зафиксировано в позиции 2.4 ($77,86 \pm 11,89$ мкм), максимальное – в позиции 1.2 ($154,37 \pm 14,48$ мкм). Для СМ2 наименьшее значение выявлено в позиции 2.2 ($43,11 \pm 7,37$ мкм) – сопоставимое с показателями СМЗ, тогда как в позициях 1.4 (112,80 мкм) и 2.4 (108,99 мкм) значения TotRMS оказались существенно выше. Выраженная позиционная зависимость точности СМ2 свидетельствует об отсутствии у данного варианта стабильной универсальной точности (Рисунок 34).

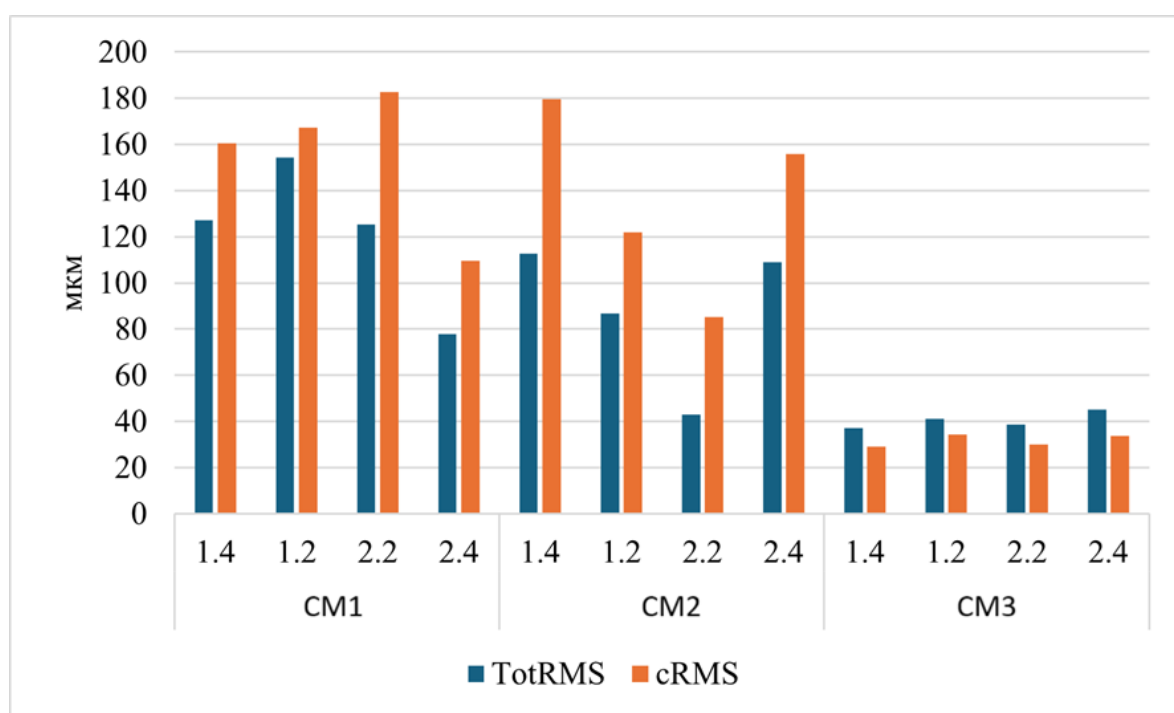


Рисунок 34 – Сравнение точности позиционирования по метрикам TotRMS и cRMS для трёх вариантов прототипов вспомогательных устройств по позициям протетических платформ

По среднеквадратичному отклонению центра скан-маркера (cRMS) среднее значение для СМЗ составило $31,82 \pm 2,82$ мкм против $155,08 \pm 30,65$ мкм у СМ1 (разница в 4,9 раза) и $135,59 \pm 37,89$ мкм у СМ2 (разница в 4,3 раза). Коэффициент вариации (CV) cRMS для СМЗ равнялся 8,86%, что

указывает на меньший разброс измерений; позиционное распределение линейных метрик приведено на рисунке 33. Наибольшее значение $sRMS$ среди всех групп и позиций зафиксировано для CM1 в позиции 2.2 ($182,79 \pm 14,01$ мкм). Для CM3 диапазон $sRMS$ по позициям составил от 29,00 мкм (позиция 1.4) до 34,38 мкм (позиция 1.2), для CM1 – от 109,57 мкм, для CM2 – от 85,10 мкм в наиболее благоприятных позициях. В позициях с наибольшей погрешностью значения $sRMS$ для CM3 не превышали 35 мкм, тогда как минимальные значения $sRMS$ для CM1 и CM2 в отдельных позициях составляли 109,57 и 85,10 мкм соответственно.

Угловое отклонение ($\Delta\alpha$) отражает точность воспроизведения пространственной ориентации оси протетической платформы и имеет непосредственное клиническое значение для пассивной посадки каркаса, в наибольшей степени характеризуя клиническое понятие «зазор» при посадке готовой конструкции. CM3 демонстрировал наименьшие угловые отклонения в среднем ($0,452 \pm 0,159^\circ$), тогда как CM2 показал более высокое значение данного показателя – $1,866 \pm 0,375^\circ$, превышающее таковое у CM1 ($1,299 \pm 0,952^\circ$). Коэффициент вариации $\Delta\alpha$ для CM1 составил 73,34% ($SD = 0,952^\circ$). В позиции 2.2 было зафиксировано максимальное в исследовании угловое отклонение – $2,808 \pm 0,385^\circ$, тогда как в позиции 1.2 оно составило $0,542 \pm 0,098^\circ$. Столь выраженный внутригрупповой разброс значений $\Delta\alpha$ в группе CM1 указывает на существенную неоднородность результатов по позициям и меньшую предсказуемость конфигурации CM1 с точки зрения угловой точности по сравнению с CM3 и CM2.

В группе CM2 значения $\Delta\alpha$ более $2,0^\circ$ зафиксированы в позиции 2.2 ($M = 2,394 \pm 0,187^\circ$). Во всех четырёх позициях CM2 угловое отклонение превысило значение $1,0^\circ$. Коэффициент вариации $\Delta\alpha$ для CM2 составил 20,10%.

Вариант CM3 демонстрировал наименьшее среднее угловое отклонение во всех позициях. Наилучший результат получен для позиции 2.2 ($0,277 \pm 0,030^\circ$). Наибольшее угловое отклонение для CM3 зафиксировано в позиции

2.4 ($0,686 \pm 0,049^\circ$), что, тем не менее, остаётся в пределах клинически допустимого порога ($<1,0^\circ$) и в 2,7 раза ниже аналогичного показателя СМ2 в той же позиции ($1,880^\circ$) (рисунок 35).

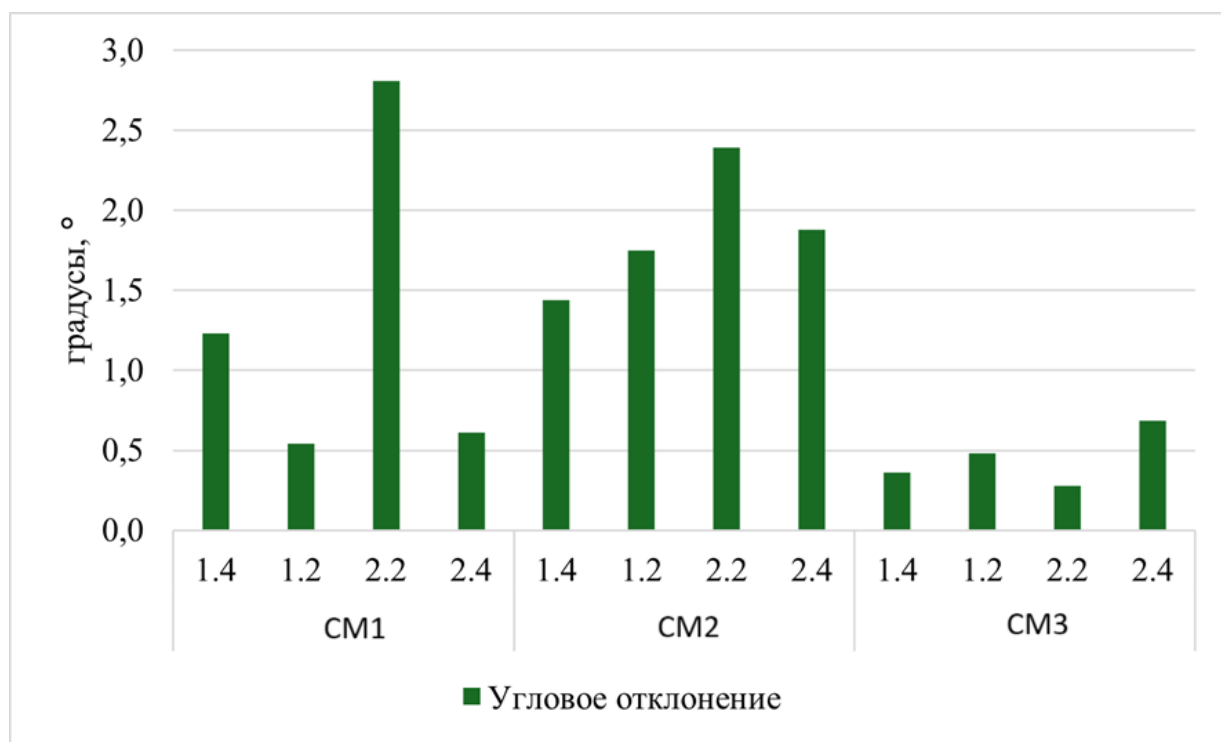


Рисунок 35 – Сравнение точности позиционирования по угловому отклонению для трёх вариантов прототипов вспомогательных устройств по позициям протетических платформ

Визуальный анализ коробчатых графиков распределения подтвердил результаты формальных тестов нормальности: распределения СМ1 и СМ2 характеризуются широким межквартильным размахом и асимметрией, тогда как распределение СМ3 является более компактным.

Непараметрический критерий Краскела-Уоллиса с последующим апостериорным (пост-хок) анализом методом Данна (Dunn) и поправкой Бонферрони подтвердил статистически значимые межгрупповые различия по всем трём показателям ($p < 0,001$ во всех парных сравнениях: СМ1-СМ2, СМ1-СМ3, СМ2-СМ3). Дополнительно проведённые попарные сравнения критерием Манна–Уитни показали статистически значимые различия между всеми парами прототипов по TotRMS, cRMS и угловому отклонению (p

<0,001 во всех сравнениях), что согласуется с результатами апостериорного теста Данна и подтверждает устойчивость выявленных эффектов к выбору статистического подхода. Результаты апостериорных сравнений представлены в таблице 6.

Таблица 6 – Post-hoc сравнения методом Dunn (поправка Bonferroni)

Группы	TotRMS			cRMS			$\Delta\alpha$		
	<i>z</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>z</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>z</i>	<i>p</i>	<i>d</i>
CM1 vs CM2	5,52	<0,001*	1,30	2,67	0,008*	0,69	5,52	<0,001*	0,74
CM1 vs CM3	14,85	<0,001*	3,15	14,73	<0,001*	4,37	8,75	<0,001*	1,10
CM2 vs CM3	9,33	<0,001*	1,85	12,06	<0,001*	3,68	14,27	<0,001*	2,24
Примечание: интерпретация величины эффекта <i>d</i> по классификации Дж. Коэна (J. Cohen): 0,2–0,5 – малый; 0,5–0,8 – средний; 0,8–1,2 – сильный; >1,2 – очень сильная выраженность эффекта									

Все три пары сравнений оказались статистически значимыми по каждой из трёх метрик. Сравнение CM3 с обоими альтернативными вариантами характеризовалось очень высокой степенью выраженности эффекта: при сопоставлении с CM1 значения *d* составили 3,15 (TotRMS), 4,37 (cRMS) и 1,10 ($\Delta\alpha$); при сопоставлении с CM2 – 1,85, 3,68 и 2,24 соответственно. Наибольшее значение размера эффекта по угловому отклонению зафиксировано при сравнении CM2 и CM3 (*d* = 2,24), что отражает конструктивное превосходство CM3 в отношении угловой стабилизации скан-маркеров. Сравнение CM1 и CM2 показало средний размер эффекта по cRMS (*d* = 0,69) и $\Delta\alpha$ (*d* = 0,74): несмотря на статистическую значимость различий, оба варианта в равной степени не обеспечивают клинически приемлемого уровня точности.

Для оценки клинической применимости каждое сканирование классифицировалось как приемлемое или неприемлемое по совокупности пороговых значений трёх метрик одновременно: $\text{TotRMS} \leq 150$ мкм, $\text{cRMS} \leq 100$ мкм, $\Delta\alpha \leq 1,0^\circ$. В связи с тем, что ни по одной из метрик в группе CM2 не было получено приемлемых значений, то сравнение было проведено нами между CM1 и CM3. Распределение приемлемых результатов представлено в таблице 7.

Таблица 7 – Клиническая приемлемость результатов сканирования по вариантам устройства

Позиция	CM1 (n = 120)	CM3 (n = 120)	p-value
1.2	0	120	0,001^b
1.4	0	120	0,001^b
2.2	0	120	0,001^b
2.4	28	120	0,001^a
^a критерий χ^2 с поправкой Йейтса ^b критерий Фишера двусторонний			

Вариант CM3 обеспечил соответствие критериям клинической приемлемости во всех измерениях без исключения. Вариант CM1 соответствовал критериям лишь в позиции 2.4 (23% измерений), в остальных позициях – в 0% случаев. Вариант CM2 не соответствовал совокупности пороговых значений ни в одном измерении.

3.2 Анализ физической и виртуальной формы скан-маркеров в составе ВГУ

Для объяснения результатов был проведён сравнительный анализ трёхмерной геометрии поверхностей прототипов методом сравнения облаков точек на этапе готовых 3D-моделей. Анализ включал оценку характеристик полигональных сеток каждого прототипа и попарное вычисление дистанций между соответствующими поверхностями. Результаты параметрической характеристики сеток представлены в таблице 8.

Таблица 8 – Геометрические характеристики полигональных сеток прототипов ВГУ (скан-маркеров)

Параметр	СМ1	СМ2	СМ3
Площадь поверхности, кв. ед.	475,12	532,14	664,26
Средняя площадь треугольника, кв. ед.	0,01798	0,02086	0,01266
Расчётное число треугольников, n	≈ 26 424	≈ 25 504	≈ 52 460
Плотность сетки, тр./кв. ед.	55,6	47,9	79,0

Вариант СМ3 обладает наибольшей площадью поверхности (664,26 кв. ед.) – на 39,8% больше, чем у СМ1 (475,12 кв. ед.), и на 24,8% больше, чем у СМ2 (532,14 кв. ед.). Показатель средней площади треугольника у СМ3 составляет 0,01266 кв. ед. – это наименьшее значение среди трёх вариантов, соответствующее наибольшей плотности сетки (79,0 тр./кв. ед.) и наиболее детализированному геометрическому описанию поверхности. Расчётное число треугольников сетки СМ3 (≈ 52 460) примерно вдвое превышает аналогичный показатель СМ1 (≈ 26 424) и СМ2 (≈ 25 504). Более высокая плотность полигональной сетки обеспечивает алгоритмам интраорального сканера большой массив данных для регистрации, что является одним из факторов, определяющих точность позиционирования скан-маркеров (рисунок 36).

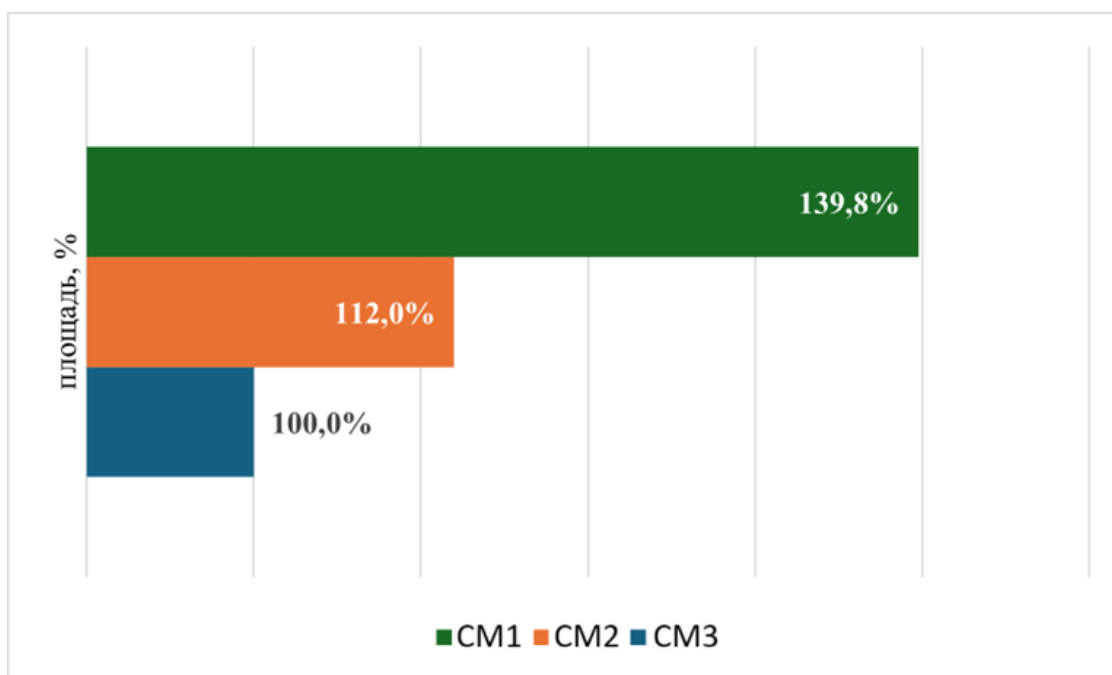


Рисунок 36 – Соотношение площади прототипов между собой

В процессе работы со сканами, полученных при сканировании, для дальнейшей работы над моделировкой протеза, скан-маркеры распознаются в CAD-программе. Для этого проводилось сопоставление сканов со стандартными цилиндрическими скан-маркерами и с экспериментальными скан-маркерами в составе ВГУ (CM1, CM2, CM3) с соответствующими библиотечными формами, используемыми программным обеспечением для определения пространственных координат и построения рабочей модели с виртуальными аналогами. В качестве источника использовались сканы, полученные при сканировании лабораторным сканером (рисунок 37).

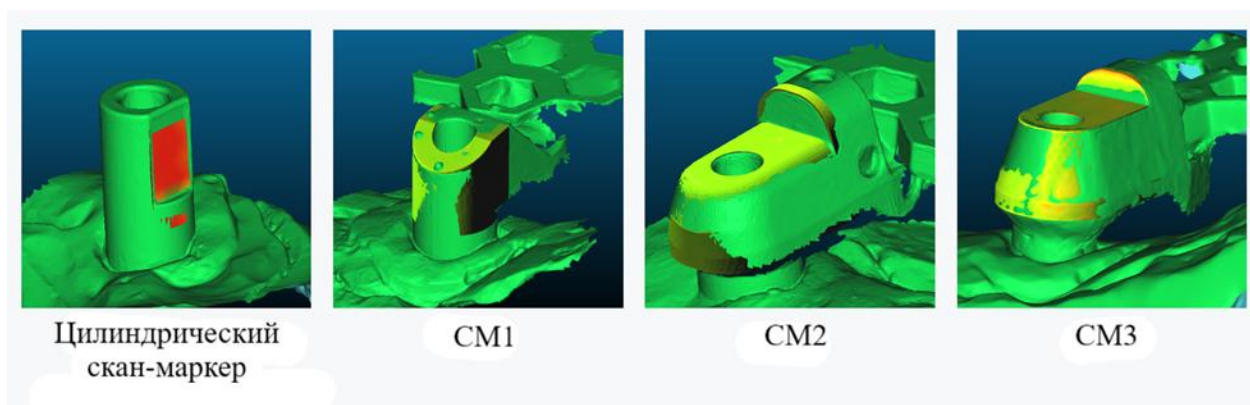


Рисунок 37 – Сопоставление библиотечных форм скан-маркеров с физическими после сканирования

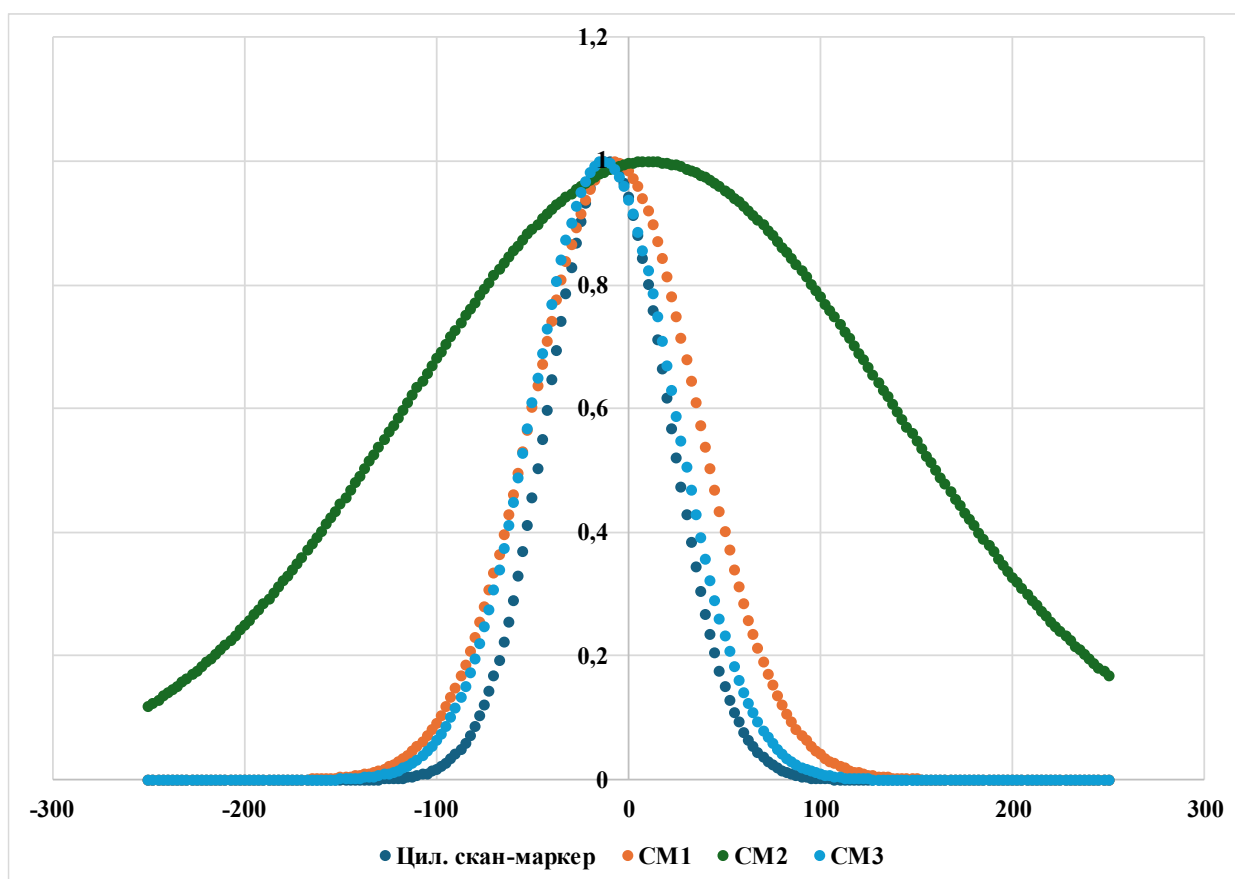


Рисунок 38 – График наложения библиотечных образов на физические скан-маркеры

Для оценки погрешности наложения библиотечного образа на физический скан-маркер использовались метрики, согласующиеся с принципами ISO 12836 и ISO 5725-1, так как использовался лабораторный стационарный сканер: оценивались среднее отклонение (Mean, мкм) как характеристика систематической составляющей погрешности (близость к «истинному» положению) и стандартное отклонение (SD, мкм) как мера разброса повторных измерений (воспроизводимость).

Отрицательные значения среднего отклонения для цилиндрического скан-маркера (-10,78 мкм) и CM1 (-7,26 мкм) указывают на систематическое смещение библиотечного образа в одну сторону относительно физического маркера, тогда как положительные значения для CM2 (10,96 мкм) и CM3 (31,36 мкм) свидетельствуют о смещении в противоположном направлении. При этом абсолютные величины систематической погрешности для всех

типов маркеров находятся в диапазоне приблизительно от 7 до 31 мкм, что может рассматриваться как клинически приемлемый уровень, особенно с учётом данных литературы (рисунок 38).

Стандартное отклонение (SD) демонстрирует существенные различия в воспроизводимости распознавания между типами маркеров. Наименьший разброс наблюдается у стандартного цилиндрического скан-маркера (31,31 мкм) и CM3 (40,72 мкм), несколько больший – у CM1 (42,44 мкм). Наиболее высокий SD зафиксирован для CM2 (126,7 мкм), что указывает на значительно меньшую стабильность процесса сопоставления с соответствующей библиотекой для данной геометрии по сравнению с остальными вариантами.

Таблица 9 – Погрешность наложения библиотечного образа скан-маркера на физический

	Mean (мкм)	SD (мкм)
Цилиндрический скан-маркер	-10,78	31,31
CM1	-7,26	42,44
CM2	10,96	126,7
CM3	31,36	40,72

С учётом того, что каждый скан далее подвергался обработке с заменой маркеров на основания мульти-юнитов, выявленные различия в точности и воспроизводимости библиотечного сопоставления необходимо учитывать при интерпретации итоговой погрешности рабочей модели и при выборе оптимальной конфигурации скан-маркера для клинического применения.

С учетом данных сведений, для дальнейшего этапа из исследования были исключены варианты скан-маркеров CM1 и CM2, и дальнейшее

исследование производилось с использованием скан-маркеров СМЗ с промежуточной площадкой в составе экспериментального ВГУ.

3.3 Пилотное клиническое исследование

В клиническом этапе исследования приняли участие 5 пациентов (4 мужчины, 1 женщина) в возрасте от 51 до 74 лет (средний возраст 62,4 года) с полным отсутствием зубов на верхней челюсти. Всем пациентам ранее было проведено хирургическое лечение – установка 4 дентальных имплантатов Nobel Active TiUltra с целью протезирования зубного условно-съёмной протяженной конструкцией с винтовой фиксацией. В качестве ортопедических компонентов использовались мульти-юнит абатменты Nobel Multi-Unit Xeal Conical Connection. Каждый установленный дентальный имплантат имел торк >30 Н·см, мульти-юниты были прикручены с усилием, указанным в инструкции производителя. Сканирование каждого пациента проводилось интраоральным сканером в двух конфигурациях: с применением разработанной вспомогательной системы для сканирования – группа ВГУ и с применением стандартных цилиндрических скан-маркеров Lenmiriot CB00989 (группа «Контроль»). Сканирование проводилось тем же оператором, что и на этапе сканирования гипсовых моделей. Оператор располагался на 12 часов относительно пациента, сканирование производилось правой рукой. Эталонную модель получали по силиконовому оттиску методом открытой ложки с использованием слепочных трансферов и лабораторного трансфер-чека. К слепочным трансферам прикручивали аналоги, после чего с помощью оттиска изготавливалась гипсовая имплантологическая модель с аналогами мульти-юнитов. Далее каждую модель сканировали лабораторным сканером со стандартными цилиндрическими скан-маркерами; установленное ВГУ показано на рисунке 39, а стандартные цилиндрические скан-маркеры – на рисунке 40.

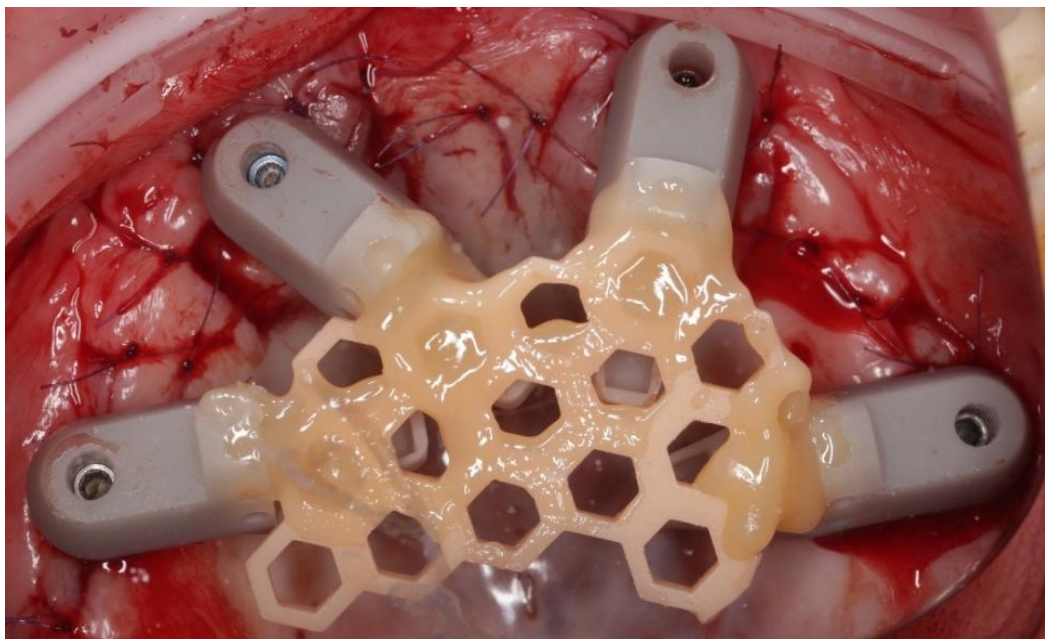


Рисунок 39 – Установленное и зафиксированное ВГУ в полости рта

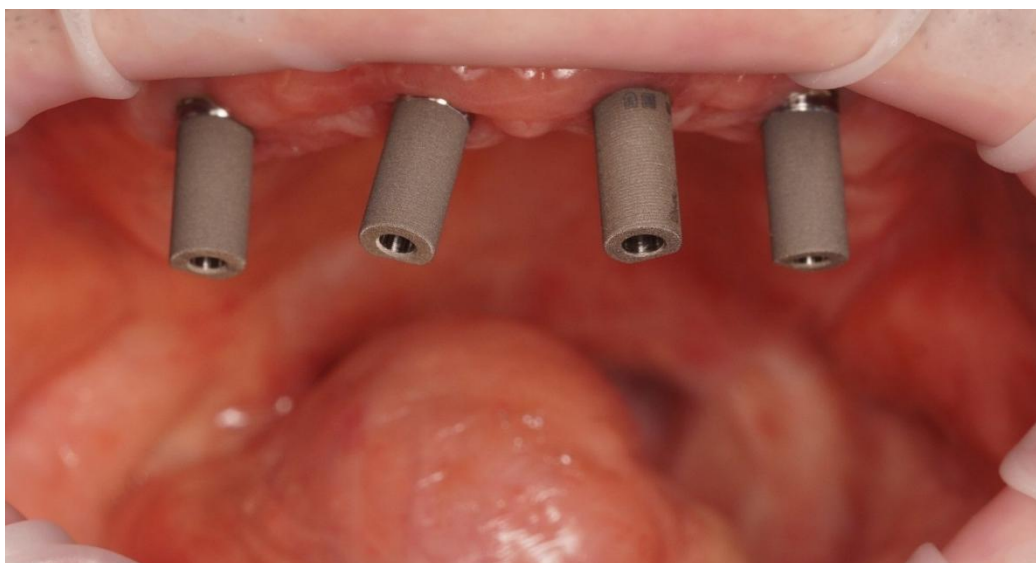


Рисунок 40 – Установленные стандартные цилиндрические скан-маркеры

До проведения сравнительного анализа нами была выполнена проверка нормальности распределения для обеих групп по всем трём метрикам точности с использованием критерия Шапиро–Уилка (W). Результаты представлены в таблице 10.

Таблица 10 – Результаты проверки нормальности распределения метрик точности (*in vivo*)

Метрика	Группа	W	p-value
TotRMS n = 20	ВГУ	0,928	0,138
	Контроль	0,914	0,074
сRMS n = 20	ВГУ	0,839	0,003
	Контроль	0,973	0,823
$\Delta\alpha$ n = 20	ВГУ	0,945	0,294
	Контроль	0,962	0,579
Примечание. Нормальность расценивалась как нарушенная при $p < 0,05$ хотя бы по одному из критериев			

На этапе первичного анализа данных была выполнена комплексная оценка параметров центральной тенденции и рассеяния для исследуемых метрик точности по дизайнам ВГУ *in vitro* (Таблица 11).

Таблица 11 – Описательная статистика метрик точности в группах ВГУ и контроль (группа с цилиндрическими скан-маркерами (*in vivo*))

Метрика	Вариант	M	SD	Me	95% ДИ	CV, %
TotRMS, мкм	Контроль	178,08	52,97	158,25	153,29–202,87	29,75
	ВГУ	45,28	7,55	44,24	41,75–48,82	16,68
сRMS, мкм	Контроль	123,42	39,26	125,23	105,04–141,79	31,81
	ВГУ	39,50	8,13	37,00	35,70–43,31	20,59
$\Delta\alpha, ^\circ$	Контроль	1,054	0,294	1,034	0,916–1,192	27,94
	ВГУ	0,516	0,137	0,501	0,452–0,580	26,53
Примечание: M – среднее арифметическое; SD – стандартное отклонение; Me – медиана; CV – коэффициент вариации						

Анализ коэффициентов вариации (CV, %) показал, что в группе контроля наблюдается умеренная неоднородность данных по всем трем метрикам (CV) в диапазоне 27,94–31,81 %. Внедрение технологии ВГУ позволило снизить вариабельность результатов, особенно по интегральному

показателю линейной погрешности (TotRMS), где коэффициент вариации уменьшился практически вдвое – до 16,68 %, что свидетельствует о высокой стабильности и воспроизводимости метода.

При анализе параметров центральной тенденции выбор между средним арифметическим (M) и медианой (Me) осуществлялся на основании ранее проведенного теста Шапиро–Уилка. Для обеих групп было подтверждено соответствие нормальному закону распределения ($p > 0,05$), в связи с чем ключевым ориентиром выступает среднее арифметическое. В группе контроля среднее значение погрешности TotRMS составило $178,08 \pm 52,97$ мкм с 95%-м доверительным интервалом 95% ДИ от 153,29 до 202,87 мкм. В основной группе ВГУ зафиксировано выраженное снижение ошибки формообразования – среднее значение снизилось до $45,28 \pm 7,55$ мкм (95%: 41,75–48,82 мкм), что указывает на кратное превосходство разработанных скан-маркеров по интегральной точности.

В отношении локальной линейной погрешности cRMS в группе ВГУ было выявлено значимое отклонение распределения от нормы ($p = 0,0035$), в то время как в контроле распределение соответствовало нормальному ($p = 0,824$). Из-за сочетанного характера данных корректное сопоставление групп по этой метрике должно опираться на медианные значения. Медиана cRMS в группе контроля составила 125,23 мкм (при $M = 123,42 \pm 39,26$ мкм), тогда как в группе ВГУ центральная тенденция сместилась к отметке 37,00 мкм (при $M = 39,50 \pm 8,13$ мкм).

Параметр углового отклонения $\Delta\alpha,^\circ$ в обеих группах подчинялся закону нормального распределения ($p = 0,295$ для контроля и $p = 0,580$ для ВГУ). Среднее значение угловой ошибки в контрольной группе составило $1,054^\circ \pm 0,294^\circ$ (95% ДИ: $0,916^\circ$ – $1,192^\circ$), тогда как применение технологии ВГУ позволило снизить среднее угловое отклонение более чем в два раза – до $0,516^\circ \pm 0,137^\circ$ (95% ДИ: $0,452^\circ$ – $0,580^\circ$), существенно повысив угловую стабильность позиционирования.

Для оценки статистической значимости различий интегрального показателя точности TotRMS (мкм) в условиях *in vivo* был применен непараметрический U-критерий Манна–Уитни (Mann–Whitney) с применением поправки Бонферрони. Согласно полученным данным, межгрупповые различия носят высокосignимый характер. Эмпирическое значение статистики критерия достигло своего математического минимума ($U = 0,00$), что привело к стандартизированной оценке ($Z = -5,41$) и критически малому уровню значимости ($p < 0,001$).

Распределение рангов наглядно демонстрирует абсолютное преимущество основной группы: сумма рангов в группе ВГУ составила минимально возможные (210,0), тогда как в группе контроля она достигла максимальных (610,0). Это строго доказывает, что в группе контроля абсолютно все зафиксированные значения погрешности были смещены в сторону более высоких значений по сравнению с технологией ВГУ.

Сравнение точности линейного позиционирования TotRMS (мкм) (ВГУ и контрольной группы) представлены на рисунке 41.

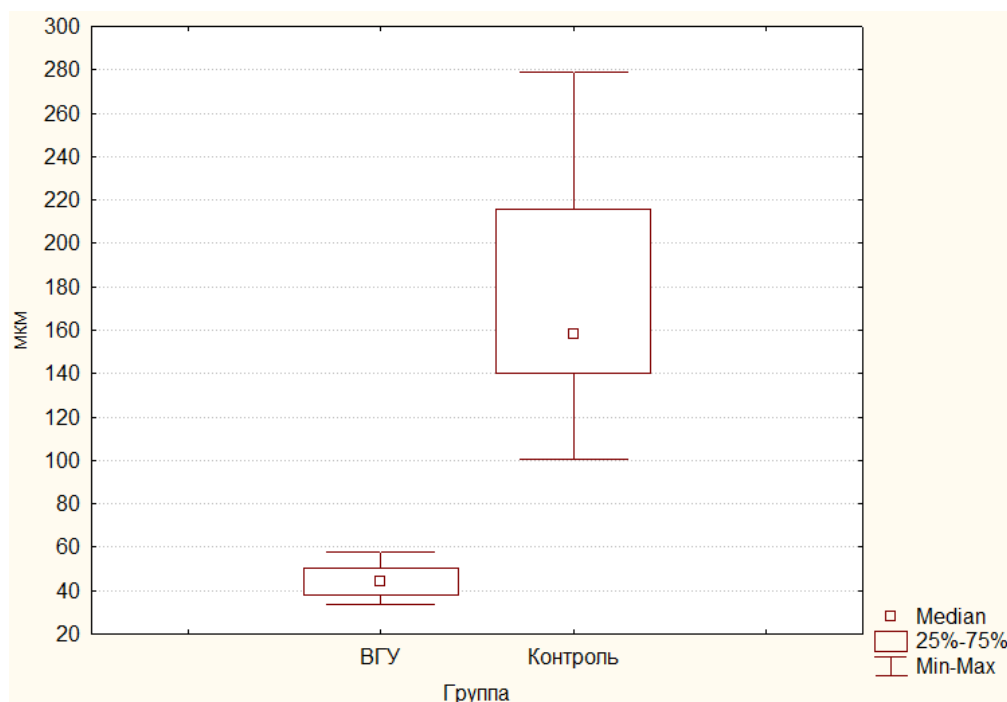


Рисунок 41 – Диаграмма размаха показателей геометрической погрешности TotRMS (мкм) в группах ВГУ и контроля в условиях *in vivo* ($n = 20$ в каждой группе)

Визуальный анализ диаграммы размаха наглядно иллюстрирует масштаб и характер различий между сравниваемыми вариантами скан-маркеров. а графике наблюдается полная пространственная изоляция визуальных элементов группы ВГУ от группы контроля, что без вычисления математических критериев наглядно демонстрирует технологическое превосходство предложенного метода позиционирования *in vivo*.

Группа ВГУ демонстрирует минимальный уровень погрешности и высокую компактность распределения. Центральная тенденция зафиксирована на уровне медианы 44,24 мкм. Межквартильный размах (25%–75%), представляющий собой границы основного «ящика», зажат в узком диапазоне от 37,00 до 51,00 мкм, а полный размах данных (Min-Max) не превышает интервал 34–58 мкм. Это свидетельствует об исключительной стабильности и прецизионности разрабатываемой технологии. Группа контроля (цилиндрические скан-маркеры): характеризуется критическим смещением уровня ошибки вверх и выраженным рассеянием результатов. Медиана зафиксирована на отметке 158,25 мкм. Границы межквартильного размаха занимают обширную область от 140 до 216 мкм, а крайние точки абсолютного минимума и максимума колеблются в пределах от 100 до 279 мкм.

Сравнительный анализ локальной линейной погрешности *sRMS* (мкм) между исследуемыми группами *in vivo* с помощью непараметрического U-критерия Манна–Уитни также выявил высокосignимые статистические различия. Расчетное значение критерия составило ($U = 2,00$) при стандартизированной оценке ($Z = -5,36$), что соответствует максимальному уровню статистической значимости ($p < 0,001$). Анализ структуры рангов подтверждает выраженное смещение результатов: сумма рангов в группе ВГУ составила всего 212,0, тогда как в группе контроля она достигла 608,0. Это свидетельствует о том, что практически весь массив значений локальной погрешности в контрольной группе превосходит результаты, полученные при использовании разработанных скан-маркеров ВГУ.

Сравнение точности линейного позиционирования $cRMS$ (мкм) (ВГУ и контрольной группы) представлены на рисунке 42.

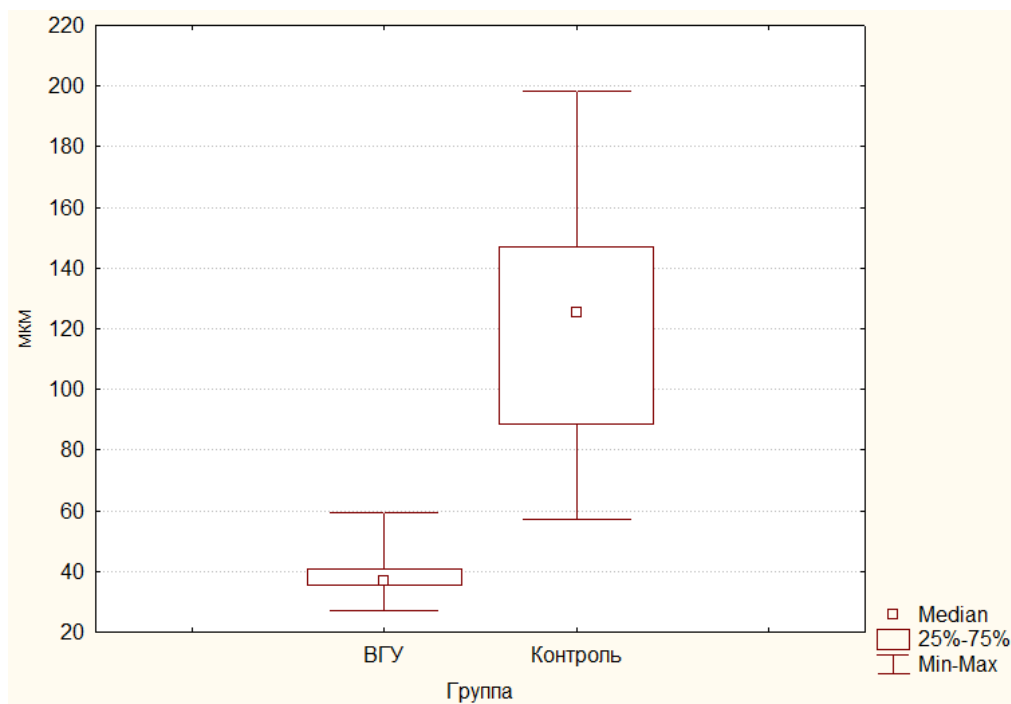


Рисунок 42 – Диаграмма размаха показателей геометрической погрешности $cRMS$ (мкм) в группах ВГУ и контроля в условиях *in vivo* ($n = 20$ в каждой группе)

Графическое отображение результатов наглядно демонстрирует кардинальное различие в параметрах центральной тенденции и рассеяния признака $cRMS$ между сравниваемыми группами. Изолированное положение визуальных элементов группы ВГУ и полное отсутствие зон перекрытия «ящиков» и «усов» с контрольной группой наглядно подтверждает кратное преимущество разработанной технологии по критерию локальной точности позиционирования.

Группа ВГУ характеризуется минимальным уровнем локальной ошибки и экстремально высокой однородностью выборки. Центральная точка описывается медианой 37,00 мкм. Межквартильный размах (границы «ящика», содержащего 50 % всех наблюдений) жестко зафиксирован в ультразвуком коридоре от 35,5 до 41,0 мкм. Полный диапазон варьирования (Min-Max) укладывается в границы от 27 до 59 мкм. Группа контроля

демонстрирует резкое увеличение величины погрешности и значительную нестабильность результатов. Медиана смещена вверх до отметки 125,23 мкм. Наблюдается выраженное вертикальное растяжение межквартильного ящика, границы которого лежат в пределах от 89 до 147 мкм, а абсолютный размах данных колеблется в широком диапазоне от 57 до 198 мкм.

Оценка статистической значимости различий угловой погрешности позиционирования (градусы, °) в условиях *in vivo* была проведена с использованием непараметрического U-критерия Манна–Уитни. Расчеты подтвердили наличие высокосignификантных межгрупповых различий: значение статистики критерия составило $U = 16,00$ при стандартизированной оценке $Z = -4,98$ и точной вероятности ошибки $p < 0,001$). Анализ структуры ранговых сумм указывает на выраженное смещение угловой ошибки в сторону меньших значений в основной группе: сумма рангов для ВГУ составила 226,0 против 594,0 в группе традиционного цилиндрического контроля. Это математически доказывает превосходство разработанной технологии по критерию угловой стабильности. Сравнение точности углового позиционирования (ВГУ и контрольной группы) представлены на рисунке 43.

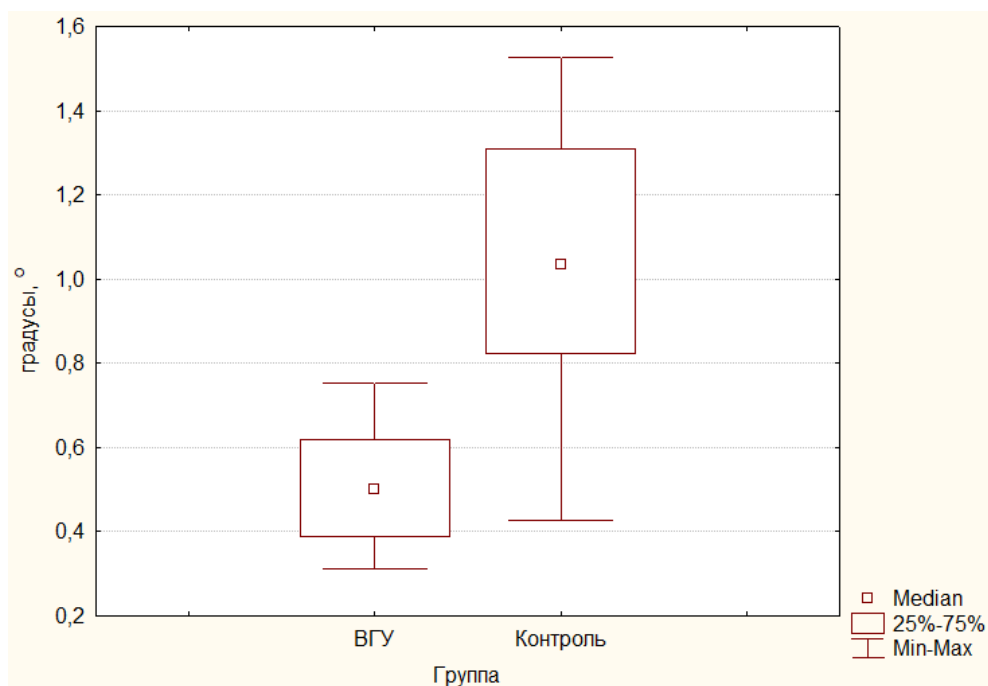


Рисунок 43 – Сравнение точности углового позиционирования в группах ВГУ и контроля в условиях *in vivo* ($n = 20$ в каждой группе)

Графический анализ пространственного распределения углового позиционирования наглядно демонстрирует кратное снижение величины и разброса угловой ошибки при использовании оригинальной технологии. Группа ВГУ характеризуется высокой точностью угловой фиксации и стабильностью результатов. Центральная тенденция описывается медианой $0,50^\circ$. Границы межквартильного размаха (25%–75%), формирующие «ящик», плотно сжаты в диапазоне от $0,39^\circ$ до $0,62^\circ$. Полный размах данных (Min-Max) укладывается в узкий коридор от $0,31^\circ$ до $0,75^\circ$. Группа контроля демонстрирует выраженное нарастание угловой ошибки и значительную нестабильность позиционирования. Медианный уровень смещен вверх более чем в два раза и зафиксирован на отметке $1,04^\circ$. Наблюдается сильное вертикальное растяжение межквартильного «ящика» ($0,82$ – $1,31^\circ$), а абсолютный диапазон варьирования признака (Min-Max) колеблется в широких пределах от минимальных $0,43^\circ$ до максимальных $1,53^\circ$.

Практически полная изоляция межквартильных «ящиков» групп ВГУ и контроля (за исключением незначительного перекрытия нижнего «уса» контроля с верхним краем «ящика» ВГУ) визуально подчеркивает высокую прецизионность разработанных скан-маркеров ВГУ при передаче углового положения имплантатов.

В таблице 12 представлены средние значения метрик точности в разрезе каждого пациента относительно эталонной модели для группы ВГУ (сканирование с использованием разработанного устройства) и контрольной группы – «Контроль» (сканирование с использованием стандартных скан-маркеров в полости рта).

Таблица 12 – Показатели точности (TotRMS, cRMS, $\Delta\alpha$) по пациентам в группах ВГУ и Контроль (*in vivo*)

№ пац-а	ВГУ TotRMS	ВГУ cRMS	ВГУ $\Delta\alpha$	Контроль TotRMS	Контроль cRMS	Контроль $\Delta\alpha$
1	44,35	34,63	0,546	196,98	134,36	1,043
2	44,03	36,25	0,504	165,94	120,71	0,941
3	51,99	47,52	0,48	155,3	100,79	0,967
4	42,37	40,58	0,486	191,57	146,9	1,237
5	43,68	38,54	0,566	180,58	114,32	1,081

В группе ВГУ линейная погрешность варьировала в диапазоне от 42,37 мкм (пациент 4) до 51,99 мкм (пациент 3), тогда как в контрольной группе разброс между пациентами был существенно больше – от 155,31 мкм (пациент 3) до 196,98 мкм (пациент 1). Аналогичная картина прослеживается и для углового отклонения: в группе ВГУ значения $\Delta\alpha$ находились в узком диапазоне 0,480-0,566°, тогда как в контрольной группе – 0,941-1,237°. Графический анализ подтверждает отсутствие статистически значимых различий по пациентам, установленное дисперсионным анализом, и наглядно демонстрирует более узкий и однородный разброс результатов в группе ВГУ по сравнению с контролем.

Для оценки однородности результатов группы ВГУ между пациентами был проведён однофакторный дисперсионный анализ. По параметрам TotRMS статистически значимых различий между пятью пациентами группы ВГУ не выявлено ($F = 1,032$; $p = 0,423$). Критерий Краскела-Уоллиса по cRMS также не продемонстрировал значимых различий между пациентами ($H = 8,47$; $p = 0,076$). По угловому отклонению дисперсионный анализ подтвердил отсутствие значимых различий ($F = 0,254$; $p = 0,902$). В группе Контроль

аналогичные тесты дали $p > 0,05$ по всем метрикам (TotRMS: $F = 0,375$, $p = 0,823$; cRMS: $H = 2,80$, $p = 0,592$; $\Delta\alpha$: $F = 0,574$, $p = 0,686$). Различия между пациентами статистически не значимы ($p > 0,05$) по всем трём метрикам в обеих группах, что свидетельствует об однородности результатов независимо от индивидуальных особенностей пациента (таблица 13).

Таблица 13 – Оценка однородности результатов в группах ВГУ и Контроль между пациентами

Метрика	Статистический критерий	ВГУ	p-value	Контроль	p-value
TotRMS, мкм	Однофакторный дисперсионный анализ (F)	$F = 1,032$	0,423	$F = 0,375$	0,823
cRMS, мкм	Критерий Краскела-Уоллиса (H)	$H = 8,47$	0,076	$H = 2,80$	0,592
$\Delta\alpha$, °	Однофакторный дисперсионный анализ (F)	$F = 0,254$	0,902	$F = 0,574$	0,686

Индивидуальный анализ результатов интраорального сканирования (Рисунок 44) наглядно демонстрирует стабильное и воспроизводимое превосходство разработанной геометрии скан-маркеров ВГУ над коммерческими аналогами у всех без исключения обследованных пациентов.

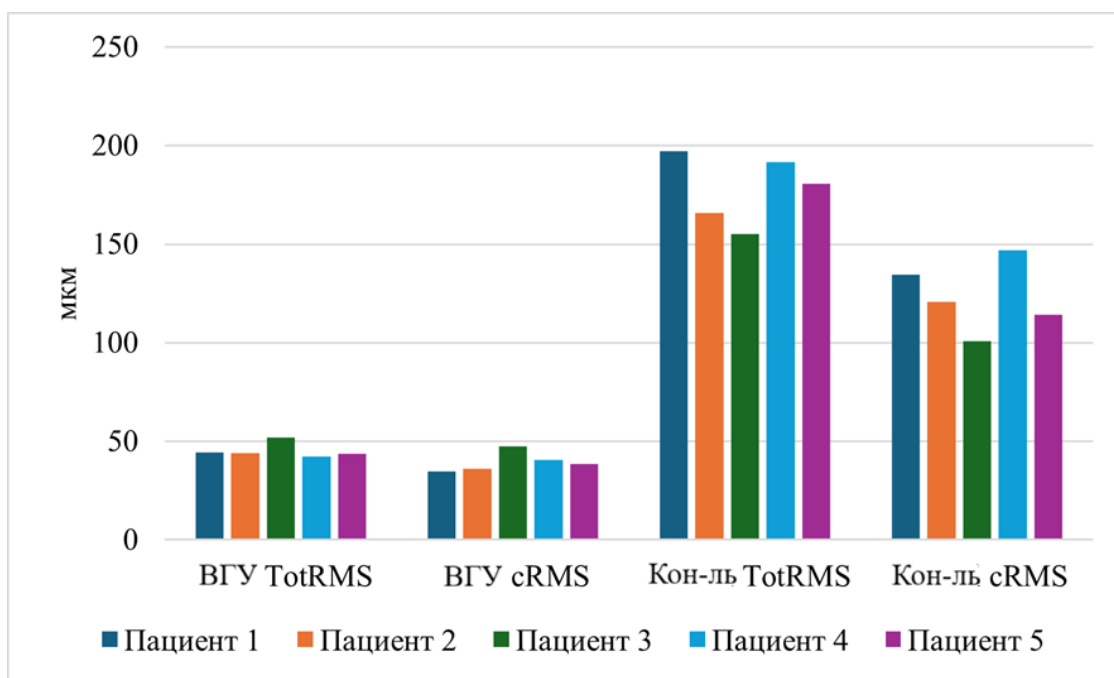


Рисунок 44 – Линейные отклонения по пациентам

Характер распределения цветных столбцов на диаграмме наглядно иллюстрирует отсутствие какого-либо перекрытия индивидуальных результатов между сравниваемыми методиками. Даже наибольшие зарегистрированные значения ошибок в группе ВГУ (у Пациента 3) оказываются в 2–3 раза ниже самых минимальных (лучших) показателей, продемонстрированных традиционными цилиндрическими скан-маркерами в группе контроля. Это подтверждает высокую персональную надежность предложенного цифрового протокола.

Анализ индивидуальной угловой стабильности (Рисунок 45) подтверждает высокую точность и воспроизводимость разработанного метода фиксации пространственного положения имплантатов. Ни у одного из пяти обследованных пациентов угловая погрешность при использовании технологии ВГУ не превысила критический клинический порог в $1,0^\circ$.

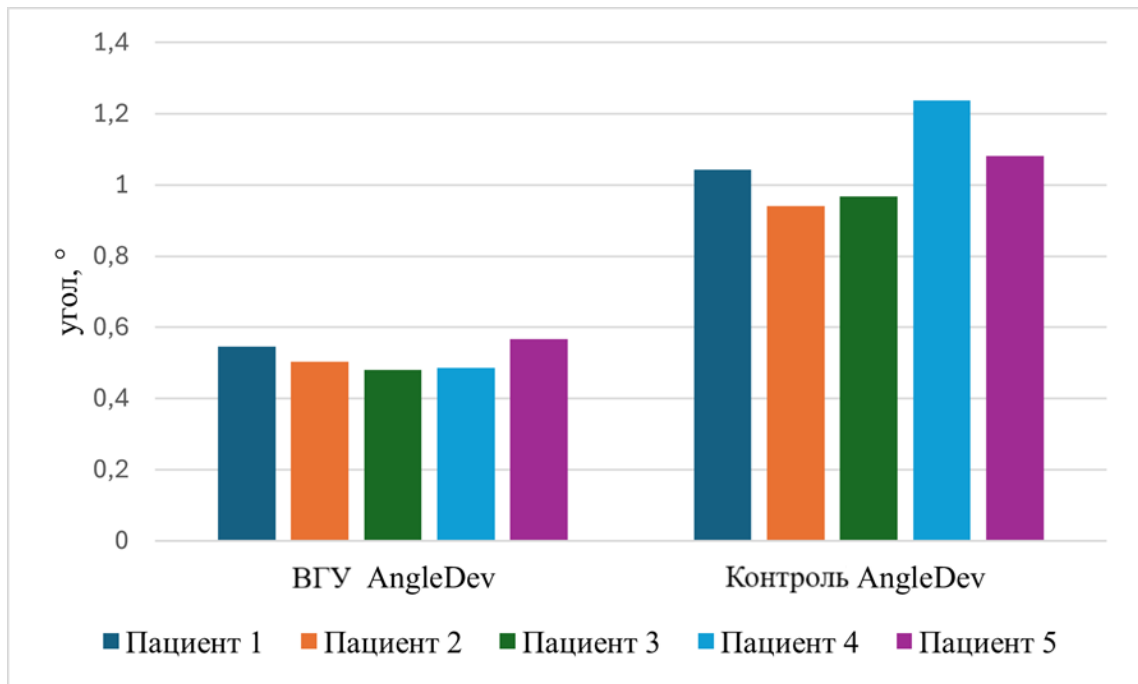


Рисунок 45 – Угловые отклонения по пациентам

Визуальный анализ графических данных указывает на полное отсутствие зон перекрытия индивидуальных значений между исследуемыми методиками. Даже максимальная зафиксированная ошибка угла в группе ВГУ $0,57^\circ$ оказывается практически в два раза ниже минимального значения, продемонстрированного в группе контроля $0,94^\circ$. Данный факт наглядно доказывает прецизионную точность разработанной геометрии ВГУ при работе со сложными клиническими случаями.

Распределение метрик точности в зависимости от позиции протетической платформы показано на рисунках 46 и 47. В обеих группах наибольшая линейная погрешность зафиксирована в дистальной позиции 2.4 (49,22 мкм в группе ВГУ против 231,45 мкм в контроле), тогда как минимальные значения TotRMS отмечены в позиции 1.2 в группе ВГУ (39,35 мкм) и в позиции 2.2 в контрольной группе (142,80 мкм). На графике углового отклонения отчётливо видно, что позиция 2.4 демонстрирует наибольшие значения $\Delta\alpha$ в обеих группах.

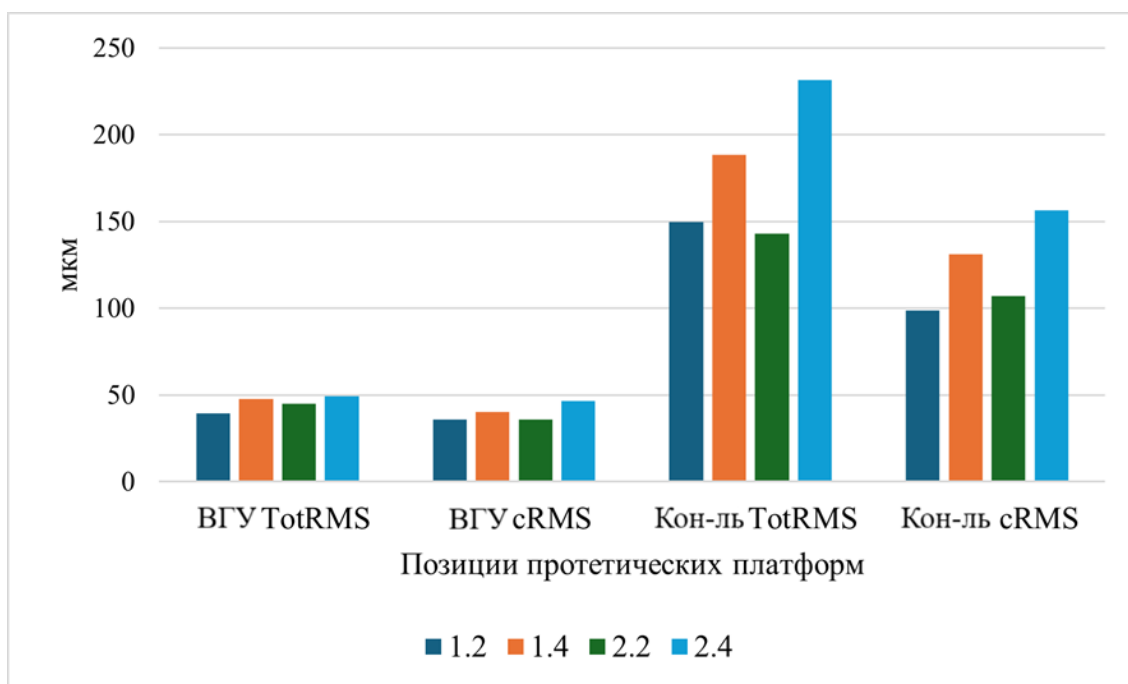


Рисунок 46 – Линейные отклонения по позиции протетической платформы

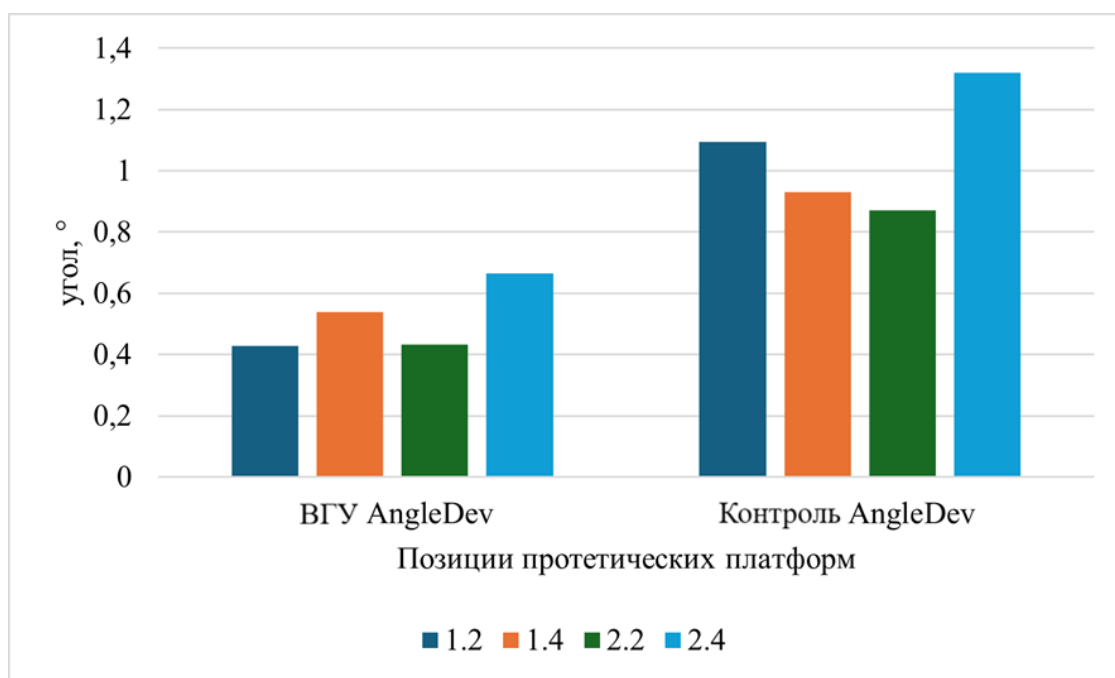


Рисунок 47 – Угловые отклонения по позиции протетической платформы

Для оценки влияния позиции протетической платформы в пространстве, был проведён аналогичный анализ в разрезе четырёх позиций скан-маркеров в проекции зубов: 1.4, 1.2, 2.2, 2.4 (таблица 14). В группе ВГУ однофакторный дисперсионный анализ не выявил статистически значимых

межпозиционных различий по TotRMS ($F = 1,880$; $p = 0,174$); критерий Краскела-Уоллиса также не показал значимых различий по cRMS ($H = 3,709$; $df = 3$; $p = 0,295$) (таблица 15). Вместе с тем по угловому отклонению в группе ВГУ выявлены статистически значимые межпозиционные различия ($F = 5,850$; $p = 0,007$): апостериорный анализ методом Тьюки (таблица 16) показал достоверное превышение $\Delta\alpha$ в позиции 2.4 по сравнению с позицией 1.2 ($\Delta = 0,237^\circ$; $p = 0,011$; $d = 2,30$) и позицией 2.2 ($\Delta = 0,232^\circ$; $p = 0,013$; $d = 2,25$). В группе Контроль однофакторный дисперсионный анализ выявил статистически значимые межпозиционные различия по TotRMS ($F = 4,744$; $p = 0,015$): установлено достоверное превышение TotRMS в позиции 2.4 по сравнению с позицией 1.2 ($\Delta = 81,94$ мкм; $p = 0,032$; $d = 1,95$) и позицией 2.2 ($\Delta = 88,65$ мкм; $p = 0,020$; $d = 2,11$). По метрикам cRMS ($F = 2,806$; $p = 0,073$) и $\Delta\alpha$ ($F = 3,106$; $p = 0,056$) в группе Контроль различия не достигли уровня статистической значимости $\alpha=0,05$.

Таблица 14 – Значения погрешностей по позициям скан-маркеров

Поз-я	ВГУ TotRMS	ВГУ cRMS	ВГУ $\Delta\alpha$	Контроль TotRMS	Контроль cRMS	Контроль $\Delta\alpha$
1.2	39,35	35,83	0,428	149,5	98,87	1,094
1.4	47,65	40,04	0,538	188,56	131,26	0,93
2.2	44,91	35,7	0,433	142,8	107,1	0,871
2.4	49,22	46,45	0,665	231,45	156,43	1,32

Таблица 15 – Оценка различий точности в группах ВГУ и Контроль по локализации скан-маркера в полости рта (*in vivo*)

Метрика	Критерий	ВГУ	p-value	Контроль	p-value
TotRMS, мкм	Однофакторный дисперсионный анализ (F)	F = 1,880	0,174	F = 4,744	0,015*
cRMS, мкм	ВГУ: Краскела–Уоллиса (H); Контроль: Однофакторный дисперсионный анализ (F)	H = 3,709	0,295	F = 2,806	0,073
$\Delta\alpha$, °	Однофакторный дисперсионный анализ (F)	F = 5,850	0,007*	F = 3,106	0,056
Примечание: * – статистически значимо при $\alpha=0,05$					

Таблица 16 – Апостериорные (post-hoc) сравнения позиций методом Тьюки для статистически значимых межпозиционных различий

Группа	Метрика	Сравнение позиций	Δ	p	d (Cohen)
Контроль	TotRMS, мкм	2.4 – 1.2	81,94	0,032	1,95
Контроль	TotRMS, мкм	2.4 – 2.2	88,65	0,020	2,11
ВГУ	$\Delta\alpha$, °	2.4 – 1.2	0,237	0,011	2,30
ВГУ	$\Delta\alpha$, °	2.4 – 2.2	0,232	0,013	2,25
Примечание: приведены только пары позиций, достигшие статистической значимости ($p < 0,05$) методом Тьюки (HSD). Остальные попарные сравнения в обеих группах статистически не значимы					

3.4 Сравнение результатов *in vivo* и *in vitro*

Для оценки воспроизводимости результатов разработанного вспомогательного геометрического устройства в клинических условиях были сопоставлены показатели точности, полученные *in vitro* (группа СМЗ, $n = 120$ измерений, 4 позиции $\times$ 30 повторов) и *in vivo* (группа ВГУ, $n = 20$ измерений, 4 позиции $\times$ 5 пациентов по 1 повтору). Сравнение проводилось по трём метрикам – TotRMS, cRMS и $\Delta\alpha$.

Для оценки статистической значимости различий интегрального показателя точности TotRMS, cRMS и $\Delta\alpha$ в условиях *in vivo* и *in vitro* был применен непараметрический U-критерий Манна–Уитни (Mann–Whitney) с применением поправки Бонферрони.

Для оценки стабильности разработанной технологии было проведено сопоставление интегральной погрешности формообразования TotRMS (мкм). На основе проведенных расчетов выявлены статистически значимые межгрупповые различия: эмпирическое значение критерия составило $U = 778,50$ при стандартизированной оценке $Z = 2,51$ и уровне значимости $p = 0,012$. Сумма рангов в клинической группе *in vivo* (1831,50) оказалась значимо выше по сравнению с лабораторной группой *in vitro* (8038,50 при диспропорции объемов выборок), что указывает на статистически значимое смещение величины погрешности в сторону больших значений при переходе к клиническому этапу исследования.

Визуальный анализ диаграммы размаха (Рисунок 48) позволяет оценить характер влияния условий сканирования на точность позиционирования. Условия *in vitro*: характеризуются высокой стабильностью и кучностью результатов. Центральная тенденция описывается медианой 40,41 мкм. Границы межквартильного размаха (25%–75%) жестко локализованы в интервале от 37,8 до 43,3 мкм, а полный диапазон варьирования (Min-Max) ограничен узким коридором от 33,5 до 49,5 мкм. Условия *in vivo*: демонстрируют естественное для клинических условий расширение

диапазона погрешности. Медианное значение смещается вверх и составляет 44,24 мкм. Межквартильный ящик заметно вытягивается по вертикали, занимая диапазон от 37,8 до 50,6 мкм. Абсолютный размах значений (Min-Max) увеличивается, колеблясь от минимальных 34,0 мкм до максимальных 58,0 мкм (Рисунок 48).

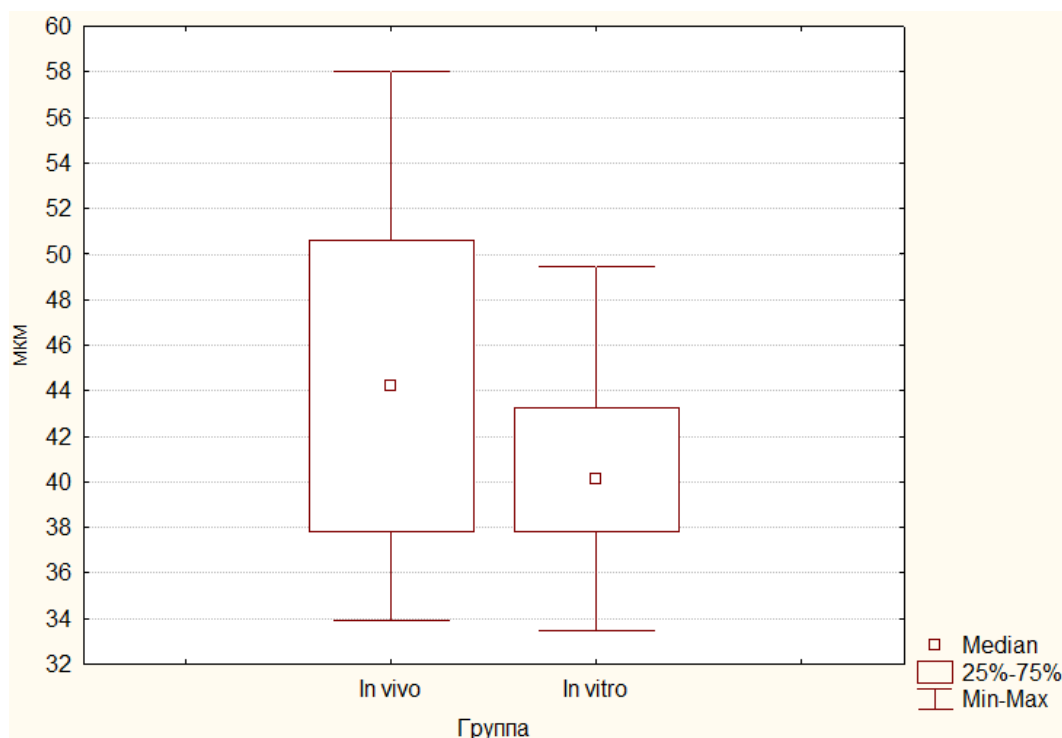


Рисунок 48 – Диаграмма размаха показателей TotRMS (мкм) разработанных скан-маркеров ВГУ в условиях *in vitro* (n = 120) и *in vivo* (n = 20)

Несмотря на статистически значимый сдвиг медианы и расширение границ вариабельности *in vivo*, визуальное перекрытие межквартильных интервалов («ящичков») обеих групп остается весьма значительным (нижние границы 25%-процентиля в обеих группах полностью совпадают и равны 37,8 мкм). Это наглядно свидетельствует о том, что прецизионность разработанных скан-маркеров ВГУ на клиническом приеме удерживается на уровне, максимально приближенном к контролируемым лабораторным условиям, подтверждая высокую надежность технологии.

Для оценки стабильности локального позиционирования поверхностей разработанных скан-маркеров ВГУ было проведено сравнение величины локальной линейной погрешности cRMS (мкм).

По результатам расчетов установлены высокосignимые межгрупповые различия: эмпирическое значение критерия составило $U = 324,00$ при стандартизированной оценке $Z = 5,22$ и уровне значимости $p < 0,001$). Сумма рангов в группе *in vivo* (2286,0) существенно превосходит сумму рангов в группе *in vitro* (7584,0 при диспропорции объемов выборок). Это свидетельствует, что при переходе от лабораторного стенда к реальным условиям полости рта происходит статистически значимое нарастание локальной погрешности совмещения трехмерных объектов.

Графический анализ пространственного распределения признака cRMS (Рисунок 49) раскрывает характер изменений точности при усложнении условий сканирования.

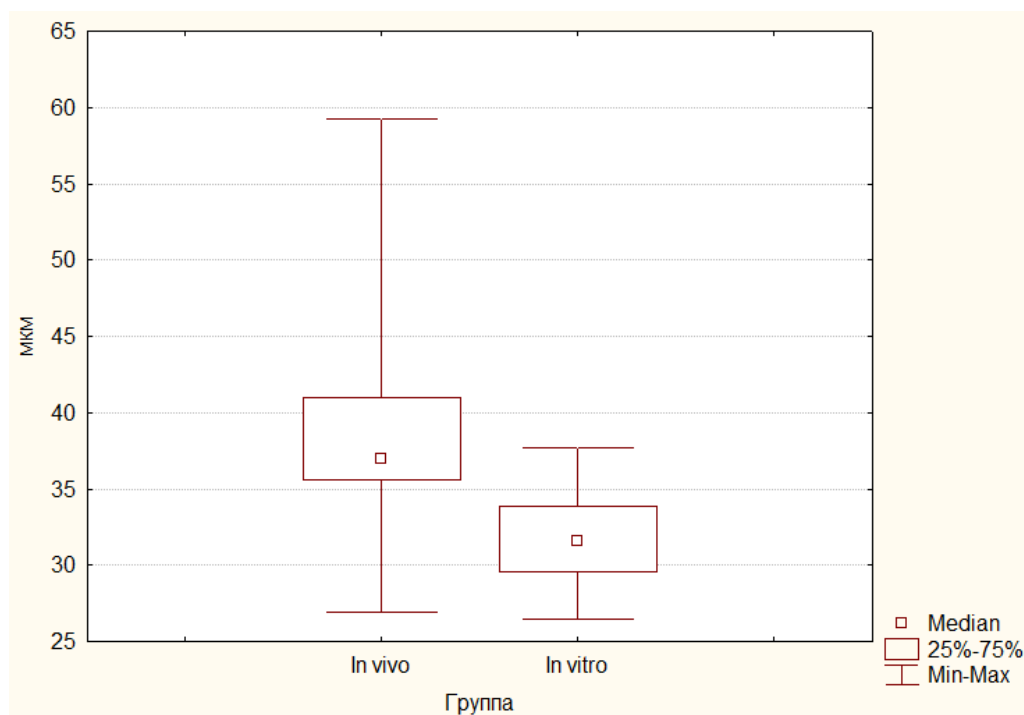


Рисунок 49 – Диаграмма размаха показателей cRMS (мкм) разработанных скан-маркеров ВГУ в условиях *in vitro* ($n = 120$) и *in vivo* ($n = 20$)

Условия *in vitro* демонстрируют предельно высокую стабильность технологического процесса. Центральная тенденция описывается медианой

31,62 мкм. Границы межквартильного размаха (25%–75%), формирующие ящик, сжаты в диапазоне от 29,5 до 33,9 мкм. Абсолютный диапазон варьирования (Min-Max) ограничен узким коридором от 26,4 до 37,7 мкм. Группа *in vivo* характеризуется закономерным сдвигом параметров центральной тенденции и рассеяния вверх. Медиана зафиксирована на отметке 37,00 мкм, а межквартильный размах расширяется до границ 35,5–41,0 мкм. Ключевой особенностью клинической группы является наличие выраженной асимметрии распределения в виде вытянутого верхнего «уса» полного размаха (Min-Max колеблется от минимальных 27,0 мкм до максимальных 59,3 мкм).

Полная пространственная изоляция межквартильных интервалов групп *in vitro* и *in vivo* визуально подтверждает высокую степень различий. Тем не менее, удержание медианы cRMS в группе *in vivo* на уровне 37,00 мкм (с выходом единичных максимумов не далее 60 мкм) является превосходным результатом для интраорального сканирования, подтверждающим высокую клиническую применимость геометрии скан-маркеров ВГУ.

Для оценки стабильности передачи угловой ориентации разработанной технологии было проведено сравнение величины угловой погрешности позиционирования $\Delta\alpha,^\circ$. На основе проведенных расчетов выявлены статистически значимые межгрупповые различия пограничного характера: эмпирическое значение критерия составило $U = 865,00$ при стандартизированной оценке $Z = 1,99$ и уровне значимости $p = 0,046$. Сумма рангов в клинической группе *in vivo* (1745,0) оказалась закономерно выше, чем в группе *in vitro* (8125,0 при диспропорции объемов выборок). Полученные данные математически подтверждают наличие значимого, но минимального сдвига угловой погрешности в сторону больших значений при переходе от лабораторного стенда к клиническому этапу исследования.

Визуальный анализ пространственного распределения угловой значения (Рисунок 50) наглядно иллюстрирует высокую эквивалентность результатов лабораторного и клинического этапов.

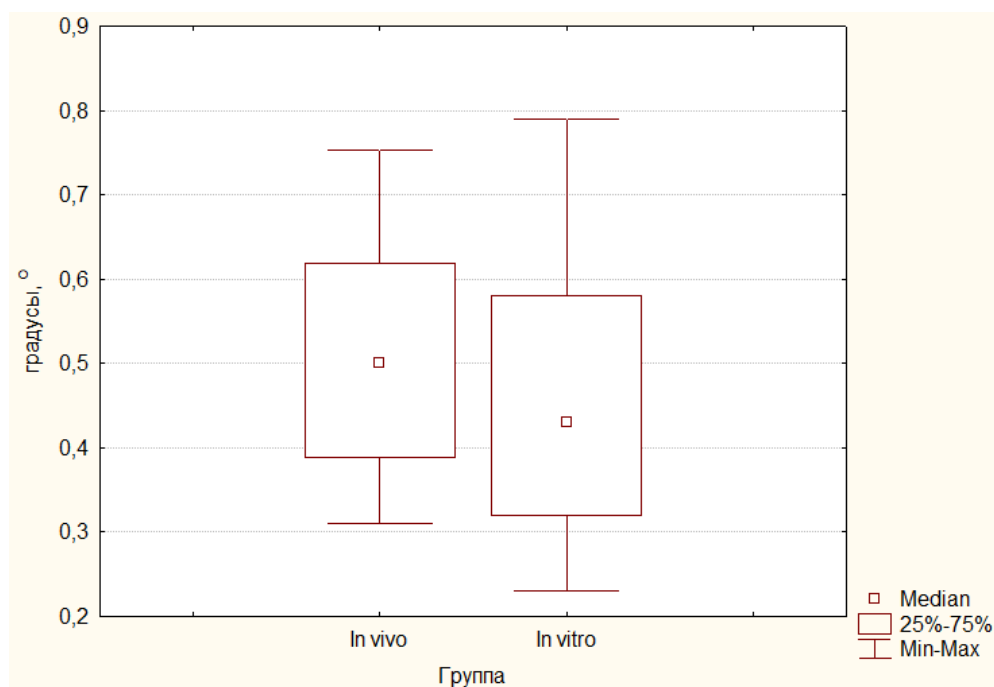


Рисунок 50 – Диаграмма размаха показателей cRMS (мкм) разработанных скан-маркеров ВГУ в условиях *in vitro* (n = 120) и *in vivo* (n = 20)

Условия *in vitro* характеризуются медианным значением угловой ошибки на уровне 0,43°. Межквартильный размах (25%–75%, границы основного «ящика») занимает диапазон от 0,32° до 0,58°, а полный размах данных (Min-Max) простирается от минимальных 0,23° до максимальных 0,79°. Условия *in vivo* демонстрируют незначительное смещение параметров центральной тенденции вверх при сохранении аналогичной плотности распределения. Медиана углового отклонения зафиксирована на отметке 0,50°. Межквартильный ящик локализован в границах от 0,39° до 0,62°, а абсолютный диапазон варьирования (Min-Max) сужается, колеблясь в пределах от 0,31° до 0,75°.

На графике отмечается обширная зона взаимного перекрытия межквартильных интервалов («ящиков») и общих диапазонов варьирования обеих групп. Тот факт, что максимальное угловое отклонение в полости рта (Max = 0,75°) оказалось даже ниже, чем на лабораторном стенде (Max = 0,79°), наглядно демонстрирует превосходную угловую стабильность

разработанной геометрии скан-маркеров ВГУ и минимизацию риска при интраоральном сканировании.

Позиционное распределение метрик в группе ВГУ *in vivo* отличалось от распределения *in vitro*. В условиях *in vitro* (СМЗ) наименьшее значение TotRMS зафиксировано в позиции 1.4 ($37,22 \pm 2,22$ мкм), наибольшее – в позиции 2.4 ($45,07 \pm 2,35$ мкм). В клинических условиях *in vivo* минимальное среднее значение TotRMS отмечено в позиции 1.2 (39,35 мкм), максимальное – в позиции 2.4 (47,22 мкм). Позиция 2.4 оставалась зоной наибольших линейных погрешностей в обеих сериях измерений.

На заключительном этапе клинического исследования была проведена интегральная оценка клинической приемлемости результатов интраорального сканирования в сравниваемых группах ($n = 20$ в каждой группе). Согласно разработанной методологии, измерение признавалось клинически приемлемым (соответствующим норме) только при одновременном выполнении трех пороговых условий геометрической точности: $\text{TotRMS} \leq 150$ мкм, $\text{cRMS} \leq 100$ мкм, $\Delta\alpha \leq 1,0^\circ$ (Таблица 17).

Таблица 17 – Результаты оценки комплексного критерия клинической приемлемости, по группам

Комплексный критерий клинической приемлемости	ВГУ ($n = 20$)	Контроль ($n = 20$)	p-value ^a
Соответствует	20	3	0,001
Не соответствует	0	17	0,001
^a критерий Фишера двусторонний			
Примечание: комплексная оценка «соответствует» присваивалась измерению при одновременном выполнении всех трёх пороговых критериев ($\text{TotRMS} \leq 150$ мкм, $\text{cRMS} \leq 100$ мкм, $\Delta\alpha \leq 1,0^\circ$)			

Статистический анализ с использованием двустороннего точного критерия Фишера выявил высокосignимые межгрупповые различия по частоте достижения клинического успеха ($p = 0,001$). В основной группе, где применялась оригинальная технология ВГУ, абсолютно все выполненные

измерения (100%, $n = 20$) полностью соответствовали комплексному критерию приемлемости. Напротив, в группе контроля традиционных цилиндрических скан-маркеров доля успешных позиционирований составила лишь 15%, ($n = 3$), в то время как в 85% случаев ($n = 17$) зафиксировано критическое несоответствие установленным прецизионным границам.

Полученные данные математически свидетельствуют, что внедрение разработанных интраоральных скан-маркеров ВГУ гарантирует высокую клиническую точность и воспроизводимость переноса пространственного положения имплантатов в цифровой рабочий протокол, многократно превосходя стандартные коммерческие аналоги.

Проведённые экспериментальные и клинические исследования позволяют сформулировать следующие основные результаты.

1. на основании комплексного лабораторного исследования *in vitro* ($n = 360$) установлено абсолютное статистическое преимущество прототипа скан-маркера СМ3 в составе вспомогательного геометрического устройства (ВГУ) над конфигурациями СМ1 и СМ2 по всем критериям точности ($p < 0,001$). Разработанная геометрия СМ3 обеспечила минимальный уровень интегральной линейной погрешности ($TotRMS = 40,53 \pm 3,70$ мкм) и углового отклонения ($\Delta\alpha = 0,452 \pm 0,159^\circ$) при высокой однородности данных ($CV < 10 \%$).

2. Трёхмерный параметрический анализ полигональных сеток доказал, что высокая стабильность распознавания прототипа СМ3 обусловлена его увеличенной площадью поверхности (664,26 кв. ед., что на 39,8 % больше СМ1 и на 24,8 % больше СМ2) и повышенной плотностью триангуляции сетки (79,0 тр./кв. ед. при общем числе треугольников $\approx 52\,460$), что минимизирует стандартное отклонение погрешности наложения библиотечного образа до 40,72 мкм.

3. Внедрение разработанной системы ВГУ в клиническую практику ($n = 20$) позволило снизить среднее значение интегральной погрешности $TotRMS$ в 3,9 раза – до $45,28 \pm 7,55$ мкм по сравнению с традиционными

цилиндрическими скан-маркерами группы контроля ($178,08 \pm 52,97$ мкм), а также уменьшить среднюю локальную линейную ошибку cRMS со $123,42 \pm 39,26$ мкм до медианного уровня $37,00$ мкм ($p < 0,001$).

4. Установлено кратное повышение угловой стабильности: применение оригинальных скан-маркеров ВГУ в полости рта обеспечивает снижение среднего углового отклонения $\Delta\alpha$ более чем в два раза – до $0,516 \pm 0,137^\circ$) относительно стандартных аналогов контроля ($1,054 \pm 0,294^\circ$; $p < 0,001$), гарантируя удержание угловой погрешности ниже критического терапевтического порога в $1,0^\circ$ у всех без исключения обследованных пациентов.

5. Подтверждена топографическая независимость метода: в отличие от традиционных скан-маркеров, демонстрирующих выраженную позиционную зависимость точности с пиком погрешности в дистальных отделах челюсти (в проекции зуба 2.4 TotRMS группы контроля достигает $231,45$ мкм), разработанная система ВГУ характеризуется отсутствием статистически значимых межпозиционных линейных различий ($p > 0,05$) и сверх узким межпозиционным разбросом ($7,85$ мкм), обеспечивая универсальную точность вне зависимости от локализации имплантата.

6. Сравнительный межэтапный анализ выявил закономерное, но минимальное нарастание погрешностей при переносе разработанного метода со стенда в полость рта (сдвиг медианы TotRMS составил всего $3,83$ мкм, $p = 0,012$; медианы $\Delta\alpha$ – $0,07^\circ$, $p = 0,046$), что при значительном перекрытии межквартильных интервалов отражает высокую устойчивость ориентационной точности вспомогательного устройства в обоих экспериментальных сценариях использования.

Совокупность полученных результатов подтверждает эффективность разработанного ВГУ как средства повышения точности интраорального сканирования при полной адентии: устройство обеспечивает клинически приемлемые показатели точности как в стандартизированных лабораторных условиях, так и непосредственно при работе с пациентом (рисунок 51).



Рисунок 51 – Процесс сканирования с разработанным вспомогательным устройством для сканирования в полости рта

ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Внедрение цифровых технологий в медицину постепенно и достаточно заметно меняет все клинические дисциплины; ортопедическая стоматология здесь, разумеется, не является исключением. За последние два десятилетия в практику вошли материалы принципиально новых классов – диоксид циркония, дисиликат лития, высокопрочные полиэфирэфиркетонные блоки (ПЭЭК), а также фотополимерные смолы для 3D-печати. Их активное использование фактически оказалось невозможным без технологий аддитивного и субтрактивного производства в рамках цифрового рабочего процесса, в котором зуботехническая лаборатория постепенно превратилась в инженерное подразделение, тесно связанное с CAD/CAM-системами и лабораторным сканированием. Особого внимания заслуживает сканирование: будучи началом любого цифрового рабочего процесса, оно определяет качество всего последующего моделирования. В настоящее время интраоральный сканер перестал быть предметом исключительно демонстраций на выставках и превратился в стандартный, рутинный клинический инструмент, обеспечивающий удобство для пациента, сокращение числа посещений и упрощение взаимодействия с зуботехнической лабораторией. Тем не менее, несмотря на многолетнее развитие аппаратных и программных компонентов, базовый физический принцип работы интраоральных сканеров остался неизменным – оптический захват данных. Этот принцип обуславливает сохраняющиеся ограничения систем, поскольку все оптические явления – интерференция, блики, рассеивание света на влажных поверхностях, потеря контраста – в значительной мере влияют на качество получаемых данных и накладывают принципиальные ограничения на применимость интраорального в клинически неблагоприятных ситуациях и вынуждают использовать традиционные методы получения оттисков.

Реабилитация полностью пациентов с полным отсутствием зубов с применением дентальных имплантатов относится к технически сложным разделам ортопедической стоматологии. После работ P.-I. Brånemark 1960–1970-х годов, показавших возможность несъёмного протезирования при полной адентии с опорой на остеоинтегрированные имплантаты, были разработаны протоколы All-on-4, All-on-6 и их модификации. Конусно-лучевая компьютерная томография позволила выполнять трёхмерное предоперационное планирование, позиционировать имплантаты с использованием хирургических шаблонов и применять наклонные имплантаты при выраженной резорбции альвеолярного отростка. При этом ортопедический этап регистрации положения имплантатов во многих случаях всё ещё выполняется аналоговым способом – силиконовым оттиском с жёстко шинированными трансферами по методике открытой ложки.

При полном отсутствии зубов интраоральное сканирование остаётся менее предсказуемым, чем при наличии зубных ориентиров. Челюсть с установленными цилиндрическими скан-маркерами при полном отсутствии зубов является неблагоприятной областью для оптического сканирования из-за бликов от влажной слизистой оболочки, подвижности мягких тканей (тяжи, дно полости рта, язык, уздечки), отсутствия фиксированных анатомических ориентиров и ограниченного контроля корректности цифрового оттиска непосредственно в кресле. Систематические обзоры последних лет показывают, что цифровые оттиски челюстей с полным отсутствием зубов могут достигать клинически приемлемой точности, однако в среднем уступают непрямому сканированию традиционных оттисков; наибольшие отклонения обычно регистрируются в периферических участках с подвижной слизистой.

Для регистрации пространственного положения имплантатов в современной клинической практике применяются специализированные цифровые методы, включая экстраоральную фотограмметрию. В сравнительных исследованиях фотограмметрические системы показывают

меньшие линейные и угловые отклонения, чем интраоральное сканирование, при работе с множественными имплантатами при полном отсутствии зубов. Ограничениями метода являются стоимость оборудования, необходимость специальных расходных компонентов и потребность в интраоральном сканере для регистрации мягких тканей. Поэтому фотограмметрия не устраняет задачу повышения точности интраорального сканирования как более распространённого клинического инструмента.

По данным систематического обзора литературы, форма и конфигурация скан-маркера оказывают значимое влияние на точность интраорального сканирования имплантатов, особенно в клинически неблагоприятных условиях. Для концепций реабилитации с опорой на 4 и более имплантатов предпринимались многочисленные попытки повышения точности передачи положения опор – как путём модификации геометрии самих скан-маркеров, так и посредством введения в область сканирования дополнительных вспомогательных ориентиров. В вышеупомянутых публикациях, при всей значимости достигнутых улучшений, методы отличаются выраженной гетерогенностью: различные конструктивные решения разрабатываются под конкретные системы имплантатов или сканеры и не претендуют на универсальность клинического применения. Значимым ограничением большинства существующих работ является их концентрация на исследованиях на гипсовых моделях или фантомах, тогда как клинические испытания остаются единичными. Между тем, именно клиническая среда полости рта формирует дополнительные источники погрешности: динамика мягких тканей, слюноотделение, ограниченный доступ и рефлекторная активность пациента, которые принципиально не воспроизводятся на физической модели.

Наиболее эффективным из известных методов повышения точности интраорального сканирования челюстей с полным отсутствием зубов с установленными дентальными имплантатами является применение вспомогательных геометрических устройств (ВГУ). Принцип их действия

состоит в замещении оптически неблагоприятного объекта съёмки (подвижная, протяженная, влажная слизистая оболочка с цилиндрическими скан-маркерами на значительном расстоянии от друг друга) на геометрически сложную, текстурированную конструкцию с асимметричными оптическими ориентирами, перекрывающую сканируемое поле. Таким образом, вместо «сканирования слизистой оболочки с расположенными в ней цилиндрическими скан-маркерами» оператор интраорального сканера фактически производит «сканирование твёрдой конструкции с захватом мягких тканей» – условие, принципиально более благоприятное для работы алгоритмов сшивания кадров.

Основной целью настоящего исследования стали разработка и экспериментальное обоснование формы вспомогательного геометрического устройства для интраорального сканирования (скан-маркера), обеспечивающего высокоточную передачу пространственной ориентации опор протяжённой конструкции при полном отсутствии зубов с применением стандартных интраоральных сканеров. Для достижения указанной цели был реализован трёхэтапный дизайн исследования: первый этап предусматривал экспериментальное сравнение нескольких геометрических отличающихся прототипов на стандартизированной физической модели и выбор наиболее удачного варианта; второй этап был направлен на оценку эффективности выбранного прототипа в реальных клинических условиях на выборке пациентов. Третий этап позволил оценить влияние условий сканирования в полости рта на точность получаемых результатов в условиях клинического приема. Полученные результаты не только подтвердили исходную рабочую гипотезу об эффективности вспомогательного устройства над стандартными конфигурациями, но и позволили выявить ряд важных оптических и биомеханических особенностей интраорального сканирования, имеющих самостоятельное научное и практическое значение.

4.1 Влияние геометрии скан-маркера на точность алгоритмов регистрации и сшивания кадров

Сравнительный анализ трёх конфигураций скан-маркеров в условиях *in vitro* убедительно продемонстрировал, что геометрия сканируемого объекта оказывает принципиальное влияние на все три метрики точности – TotRMS, cRMS и $\Delta\alpha$. Прототип CM3 превзошёл варианты CM1 и CM2 с большими размерами эффекта: $d=3,15$ и $4,37$ для TotRMS и cRMS относительно CM1, и $d=1,85$ и $3,68$ относительно CM2, что свидетельствует о высокой степени выраженности статистического эффекта (по классификации J. Cohen). Полученные данные согласуются с результатами Gianfreda и соавт. [89], зафиксировавших пятикратное снижение cRMS при использовании ВГУ (с $244,13$ до $48,13$ мкм, $p < 0,001$), а также с выводами Iturrate и соавт. [101], у которых применение вспомогательного геометрического устройства снизило максимальные отклонения с 189 ± 70 мкм до 35 ± 22 мкм.

Полученные результаты расширяют и уточняют данные Mizumoto R.M. [142], выявившего, что форма скан-маркера оказывает большее влияние на точность, чем нанесение дополнительных ориентиров на слизистую. В настоящем исследовании это подтверждается как качественно (CM3 значительно лучше CM1 и CM2 по всем трём метрикам), так и количественно: коэффициент вариации для CM3 составил $9,12\%$ для TotRMS – против $26,73\%$ для CM1 и $34,29\%$ для CM2, что свидетельствует также о принципиально более высокой воспроизводимости ВГУ в скане.

Объяснение данной особенности лежит в устройстве работы алгоритмов сопоставления кадров. Стандартные цилиндрические скан-маркеры обладают гомогенными, симметричными поверхностями. В сканируемом поле, где отсутствуют анатомические ориентиры в виде зубного ряда, сканер вынужден опираться исключительно на рельеф слизистой и поверхности скан-маркеров. Подвижность слизистой, её оптически однородные свойства и монотонность участков между имплантатами создают условия для роста кумулятивной

ошибки сшивания при каждом последующем наложении кадра. ВГУ вносит в поле сканирования жёсткую трёхмерную геометрию с выраженными контурными переходами и множеством уникальных характерных точек, что снижает вероятность ошибочного сопоставления кадров и позволяет алгоритму частично компенсировать накопленный дрейф.

Позиционный фактор также оказывал влияние на результаты измерений. В группе СМ3 наибольшие значения TotRMS были зафиксированы в позиции 2.4 ($45,07 \pm 2,35$ мкм), наименьшие – в позиции 1.4 ($37,22 \pm 2,22$ мкм). Схожая картина отмечена и для СМ1 и СМ2: позиция 2.4 стабильно демонстрирует наибольшие погрешности. Вероятной причиной увеличения ошибки в дистальных отделах (позиция 2.4) является удлинение траектории сканирования: при последовательном оптическом захвате модели происходит накопление неточностей сшивания кадров (эффект «позиционного дрейфа»), который максимальным образом отражается на точности регистрации дистальных позиций. В экспериментальной группе СМ1 среднее значение TotRMS составило 77,86 мкм, что формально укладывается в порог 150 мкм. Однако из-за значительными искажениями по cRMS и угловому отклонению клинически в результате доля сканирований, которые можно считать клинически приемлемыми по совокупности TotRMS, cRMS и углового отклонения, составила лишь 23%, что указывает на ограниченную надёжность конфигурации СМ1 в условиях протяжённого сканирования.

Анализ угловых отклонений выявил дополнительные недостатки конфигураций. СМ2 показал наибольшее угловое отклонение среди всех групп ($\Delta\alpha = 1,866 \pm 0,375^\circ$), превышая клинический порог $1,0^\circ$ для подавляющего большинства измерений. Это обусловлено особенностями конструкции СМ2: форма, лишенная выраженных углов и обладающая сглаженными поверхностями и низкой высотой относительно остальных вариантов, усиливает угловые ошибки позиционирования при незначительных отклонениях базовых координат. Несмотря на то, что ВГУ, разработанное в ходе исследования, состоит из промежуточной площадки,

соединённой со скан-маркерами, и уже создаёт благоприятные условия для сканирования, влияние формы скан-маркера на точность передачи позиции протетической платформы остаётся высоким.

Ключевой задачей также являлась дифференциация источников погрешности: определение этапа преимущественного накопления ошибки – непосредственно при оптическом сканировании либо в процессе камеральной CAD-обработки. Для этого в библиотеки были импортированы исходные производственные CAD-модели маркеров с программным вычитанием контактных зон, подверженных перекрытию промежуточной площадкой ВГУ и фиксирующим композитом. Сравнительный анализ показал, что наименьшую систематическую погрешность продемонстрировал экспериментальный образец CM1 (-7,26 мкм), незначительно опередив стандартный цилиндрический маркер (-10,78 мкм). Наличие на стандартном маркере и CM1 четких плоских реперных граней позволило алгоритмам итеративного поиска ближайших точек (ICP) однозначно ограничить степени свободы при позиционировании. Небольшой отрицательный сдвиг у данных групп обусловлен сглаживанием острых ребер при оптической триангуляции сканера, из-за чего библиотечная форма стремится занять положение глубже реального рельефа. Стандартный цилиндрический маркер при этом продемонстрировал наивысшую воспроизводимость ($SD = 31,31$ мкм).

Резкий рост дисперсии в группе маркера CM2 ($SD = 126,70$ мкм) указывает на возникновение эффекта геометрической неопределенности в процессе математической оптимизации. Физическая форма вызвала сложности для программного комплекса CAD в определении и четком позиционировании виртуальной геометрии на стадии распознавания. Разброс значений, превышающий 120 мкм, выходит за границы допустимой погрешности для каркасов с винтовой фиксацией и несет высокий риск клинической непригодности протеза. Усложнение формы маркера без учета распределения нормалей поверхности способно внести погрешность уже на этапе обработки полученного скана.

При сопоставлении результатов анализа непосредственно получаемых сканов с виртуальными аналогами и отдельно скан-маркеров с их виртуальными библиотеками можно констатировать, что у стандартных скан-маркеров и СМ1 основное накопление ошибок сшивания на рабочей виртуальной модели происходит обусловлено возникающей кумулятивной ошибкой алгоритмов сшивания кадров вследствие протяженных участков слизистой оболочки между имплантатами. Геометрия СМ1 и стандартного цилиндрического маркера сильно похожа, за исключением наличия у прототипа СМ1 вспомогательной площадки ВГУ. СМ2 имеет высокую погрешность при сопоставлении с библиотечной формой в CAD-программе. Это может сигнализировать о том, что данная форма сложна для интерпретации ПО, либо при производстве данных скан-маркеров методом 3D-печати, происходит ошибка печати. В совокупности всех исследований, СМ3 продемонстрировал наиболее стабильный результат по пространственной передаче позиции протетической платформы имплантата, позволяя компенсировать дефицит стабильных ориентиров между установленными имплантатами. При этом наличие постоянного систематического линейного сдвига (+31,36 мкм) при высокой воспроизводимости сопоставления с библиотечным образом указывает на возможность компенсации данной ошибки: переход на иной способ изготовления или коррекция библиотеки может потенциально повысить прецизионность системы.

4.2 Клиническая эффективность ВГУ: сравнение со цилиндрическими скан-маркерами (*in vivo*)

Пилотное клиническое исследование было построено на сравнении двух протоколов интраорального сканирования: контрольная группа предусматривала применение стандартных цилиндрических скан-маркеров, исследуемая – разработанного ВГУ. Для интраорального сканирования в

обеих группах применялся идентичный сканер (TRIOS 3), и весь процесс регистрации был выполнен одним оператором. В качестве референсной модели (условного эталона) для пространственных измерений выступала гипсовая модель, полученная силиконовым оттиском методом открытой ложки и оцифрованная лабораторным сканером 3Shape E2. По аналогии с лабораторным этапом исследования, сканы, полученные интраорально с использованием стандартных скан-маркеров и ВГУ, сопоставлялись в единой системе координат; в CAD-программе производилось сопоставление с библиотечными образами для постановки виртуальных аналогов и ответных частей конструкции, сегментировалась каждая опора (в проекции зубов 1.4, 1.2, 2.2, 2.4). Далее ответные части, сохраняя ориентацию в пространстве, сравнивались с референсной моделью, полученной в результате сканирования гипсовой модели этого же пациента.

Анализ полученных данных выявил выраженные межгрупповые различия. При использовании ВГУ все 20 клинических измерений (100%) соответствовали безопасным клиническим порогам: TotRMS <150 мкм, cRMS <100 мкм, $\Delta\alpha$ <1,0°. В контрольной группе критериям соответствовали лишь 15% (3 из 20) измерений. Средние значения TotRMS в контрольной группе составили $178,08 \pm 52,97$ мкм, превысив клинический допуск, тогда как в ВГУ-группе данный показатель составил $45,28 \pm 7,55$ мкм.

Трёхкратное снижение погрешности TotRMS и 3,1-кратное снижение cRMS (39,50 против 123,42 мкм) является прямым следствием дополнения сканируемого поля. Стандартный цилиндрический скан-маркер – геометрически симметричный объект, лишённый характерных структурных особенностей для алгоритмического сопоставления. В условиях полного отсутствия зубов, где слизистая оболочка оптически однородна и подвижна, сшивание кадров с маленькими симметричными объектами, которые создают контраст высот между собой и мягкими тканями, неизбежно приводит к накоплению погрешностей и потерей точности в итоговой модели, усложняя процесс получения скана. Разработанное ВГУ, объединяя несимметричные

объемные скан-маркеры жёсткой промежуточной площадкой, создаёт высокую плотность реперных точек, что обеспечивает стабильное пространственное позиционирование каждого кадра. При этом промежуточная площадка перекрывает значительный объём слизистой оболочки, что диктует необходимость получения предварительного скана мягких тканей до фиксации ВГУ с их последующим программным совмещением.

Дополнительным подтверждением надёжности предложенного метода является анализ вариабельности. Коэффициент вариации для TotRMS в контрольной группе достиг 29,75%, тогда как в ВГУ-группе он составил 16,68%. Высокая вариабельность стандартного протокола свидетельствует о его клинической непредсказуемости: достоверно проверить точность цифрового оттиска с цилиндрическими маркерами непосредственно у кресла пациента невозможно. ВГУ, напротив, демонстрирует высокую воспроизводимость результатов.

Оценка позиционного фактора *in vivo* подтвердила закономерности, выявленные на лабораторном этапе. Максимальные значения TotRMS в обеих группах зафиксированы в дистальной позиции 2.4 (49,22 мкм с ВГУ против 231,45 мкм в контрольной группе). Дисперсионный анализ выявил статистически значимые межпозиционные различия по TotRMS только в контрольной группе ($F = 4,744$; $p = 0,015$): позиция 2.4 достоверно превышала позиции 1.2 ($\Delta = 81,94$ мкм; $p = 0,032$; $d = 1,95$) и 2.2 ($\Delta = 88,65$ мкм; $p = 0,020$; $d = 2,11$). В группе ВГУ статистически значимых межпозиционных различий по TotRMS не выявлено ($F = 1,880$; $p = 0,174$), что подтверждает выравнивающий эффект устройства на линейную точность независимо от локализации опоры.

Вместе с тем по угловому отклонению в группе ВГУ выявлены статистически значимые межпозиционные различия ($F = 5,850$; $p = 0,007$): апостериорный анализ методом Тьюки показал достоверное превышение $\Delta\alpha$ в позиции 2.4 по сравнению с позицией 1.2 ($\Delta = 0,237^\circ$; $p = 0,011$; $d = 2,30$) и

позицией 2.2 ($\Delta = 0,232^\circ$; $p = 0,013$; $d = 2,25$). Таким образом, ВГУ полностью устраняет позиционную зависимость линейной точности, но не устраняет её полностью в отношении угловой ориентации: позиция 2.4 остаётся зоной повышенной угловой вариабельности в обеих группах, хотя абсолютные значения $\Delta\alpha$ при использовании ВГУ (не более $0,665^\circ$ даже в наименее благоприятной позиции) остаются в 2,0-2,8 раза ниже контрольных и не выходят за пределы клинически допустимого порога.

Устойчивое воспроизведение сложности именно в позиции 2.4 в обеих группах, независимо от используемого протокола сканирования, указывает на природу данного эффекта, выходящую за рамки геометрии скан-маркера. Позиция в проекции зуба 2.4 соответствует дистальному отделу левой половины верхней челюсти – наиболее удалённому от типичной точки старта траектории сканирования и одновременно наименее доступному участку при работе оператора-правши, для которого заведение сканирующей головки в эту зону требует наибольшей ротации кисти и ограничения угла обзора рабочего поля от прямого визуального контроля. Поскольку сканирование в обеих группах выполнялось одним оператором, следует учитывать, что выявленная закономерность может быть частично обусловлена доминирующей рукой исследователя и связанной с этим эргономикой движения сканирующей головки, а не исключительно особенностями геометрии тканей или скан-маркеров. Проверка данной гипотезы требует привлечения нескольких операторов с разной доминирующей рукой и сравнения позиционного распределения ошибки между ними, что составляет одно из направлений дальнейших исследований.

После завершения сканирования извлечённая из полости рта ВГУ сохраняет зафиксированную пространственную ориентацию опор (маркеры жёстко связаны малым объёмом композита). Это открывает возможность установки аналогов имплантатов непосредственно в скан-маркеры устройства с последующей отливкой верификационной модели из высокопрочного гипса. Данный этап потенциально позволяет провести

физическую припасовку и проверку фрезерованного каркаса в зуботехнической лаборатории до его передачи в клинику и снизить вероятность неудовлетворительного прилегания и повторного изготовления конструкции.

4.3 Ограничения исследования

Оценка точности полученных данных проводилась с учётом ряда условий, заданных протоколом исследования и необходимостью строгой стандартизации эксперимента.

В качестве контрольного метода оцифровки применялся лабораторный оптический сканер. Несмотря на то, что в метрологии наивысшим классом точности обладают координатно-измерительные машины (КИМ), в стоматологическом материаловедении и ортопедии общепринятым референсом выступает лабораторное сканирование. Паспортная погрешность использованного прибора меньше клинически значимого порога неточности каркасов с винтовой фиксацией (30–50 мкм) и при этом воспроизводит реальные технологические условия зуботехнического производства. При интерпретации методологии измерения также следует уточнить статус используемых стандартов: показатели среднего значения (Mean) и стандартного отклонения (SD) при оценке погрешности наложения библиотечного образа на физический скан-маркер рассчитывались с использованием понятий «правильность» и «прецизионность» по ISO 5725-1, тогда как ISO 12836 применялся лишь как методологический ориентир для количественной интерпретации данных показателей, поскольку данный стандарт формально описывает тест-методы для настольных оцифровывающих устройств CAD/CAM и не распространяется напрямую на портативные интраоральные сканеры.

Клинический этап работы носил характер пилотной апробации разработанных устройств и методики. Выборка включала 5 пациентов с полной адентией верхней челюсти (по 4 имплантата). Верхняя челюсть была

выбрана в силу доступной выборки пациентов на момент проведения исследования. Полученные результаты подтвердили эффективность протокола в неблагоприятных анатомических условиях. Оценка методики на нижней челюсти и при других протоколах имплантации составит предмет дальнейших исследований. Ограниченный объём выборки ($n = 5$ пациентов, по 4 измерения на позицию) также снижает статистическую мощность апостериорных сравнений: часть межпозиционных различий в контрольной группе приблизилась к уровню значимости, но не достигла его (сRMS: $p = 0,073$; $\Delta\alpha$: $p = 0,056$), и при большей выборке эти различия могли бы оказаться статистически значимыми.

Все клинические измерения в обеих группах – ВГУ и контрольная группа (Контроль) – выполнялись одним оператором интраорального сканера. Это решение обеспечило методологическую однородность процедуры сканирования, однако не позволяет исключить влияние индивидуальной эргономики и доминирующей руки оператора сканера на распределение погрешности по позициям. В частности, устойчиво воспроизводимое ухудшение точности в дистальной позиции 2.4, зафиксированное в обеих группах, может быть частично обусловлено анатомически более сложным доступом к данной зоне для оператора-правши, а не исключительно геометрией скан-маркеров или тканей. Разграничение вклада эргономического и геометрического факторов требует привлечения нескольких операторов с различной доминирующей рукой, что не входило в задачи настоящего пилотного этапа. Также стоит отметить новизну данного исследования, вследствие которой не было возможности формулирования специфического маршрута сканирования. Сканирование в полости рта проводилось на основе рекомендаций производителя сканера.

Важная деталь методики – измерение пространственных отклонений непосредственно в CAD-программе. Итоговое положение платформы имплантата формируется не только рельефом скан-маркера, но и тем, как математический алгоритм совмещает скан-маркер с библиотечным образцом

этого же скан-маркера. Расчёт погрешности на этапе совмещения библиотек позволил учесть этот фактор и интерпретировать особенности и требования к форме скан-маркера для точного воспроизведения клинической картины в полости рта в виртуальном пространстве. Благодаря морфометрическому анализу было выявлено, что отклонения накапливаются уже на этапе распознавания в CAD-системе маркеров. Потенциально, при совершенствовании состава имплантологической библиотеки для разработанных скан-маркеров в составе ВГУ, возможно добиться существенного повышения точности их распознавания и выставления виртуальных аналогов в рабочую 3D-модель челюсти пациента.

Исследование намеренно ограничено использованием одного интраорального сканера и одного ПО для него. Это позволило жёстко стандартизировать условия и исключить погрешности, связанные с различиями в проприетарных алгоритмах сшивания кадров разных производителей, изолировав главный фактор – форму самих скан-маркеров. Обратной стороной этого решения является ограниченная обобщаемость результатов на сканеры с иным принципом оптического захвата. В научных публикациях есть сведения, что разные интраоральные сканеры по-разному ведут обработку протяженных дефектов зубного ряда. Также имеются сведения о том, что внесение дополнительных элементов в поле сканирования лишь ухудшало конечный результат относительно точности регистрации пространственной ориентации опорных элементов.

Наконец, разработанное ВГУ, обеспечивая выравнивание линейной точности по всем позициям, не полностью устраняет позиционную зависимость угловой точности: в самой группе ВГУ выявлены статистически значимые межпозиционные различия по $\Delta\alpha$ ($F = 5,850$; $p = 0,007$), с наибольшими значениями в позиции 2.4. Несмотря на то, что абсолютные величины углового отклонения при этом остаются в пределах клинически допустимого порога, данный результат свидетельствует о том, что предложенная конструкция снижает, но не полностью нейтрализует влияние

расположения опоры в полости рта пациента на точность угловой регистрации, и это следует учитывать при формулировании клинических рекомендаций по применению устройства.

В рамках поставленных задач оценивалась исключительно точность оцифровки и передачи координат имплантатов в виртуальную среду. Контроль посадки готовых фрезерованных балок на клиническом этапе в дизайн исследования не входил, поскольку на припасовку каркаса влияет целый комплекс посторонних технических факторов (калибровка фрезерного станка, усадка материалов, напряжения при затяжке винтов), требующих отдельного анализа.

Снижение линейных отклонений на 74,6% и угловых на 51% и удовлетворительный результат по клиническим порогам по пассивной посадке позволяет выявить тенденцию, что устройство оказывает статистически значимое воздействие на точность сканирования в условиях полости рта с полным отсутствием зубов. Несмотря на присутствие как линейных, так и угловых отклонений, выделяется положительная динамика по их снижению. Результаты данной работы позволяют отметить перспективность дальнейших исследований: совершенствование конструкции ВГУ, методики сканирования в полости рта с установленным ВГУ, работа с CAD-постобработкой маркеров, – все это может оказать существенное влияние на точность сканирования в сложных клинических условиях и потенциально внести большой вклад в качество лечения, качество производства протезов и их потенциальный срок службы без биомеханических осложнений.

Внедрение сканера для категории пациентов, ожидающих несъемное или условно-съемное протезирование с опорой на дентальные имплантаты, позволяет повысить комфорт пациента при одномоментной нагрузке за счет отсутствия физического контакта с оперированными тканями полости рта и сокращая время в стоматологическом кресле после длительной операции. Коммуникация зуботехнической лаборатории и стоматолога-ортопеда в

цифровом протоколе, за счет отсутствия этапов транспортировки оттисков, ожидания кристаллизации гипса в рабочих моделях, отдельного сканирования моделей, позволяет максимально быстро перейти к этапу моделировки и изготовления, существенно сокращая время приема, и потенциально позволяет через несколько часов после операции установить протез с винтовой фиксацией, существенно повышая удовлетворенность от процедуры у пациента.

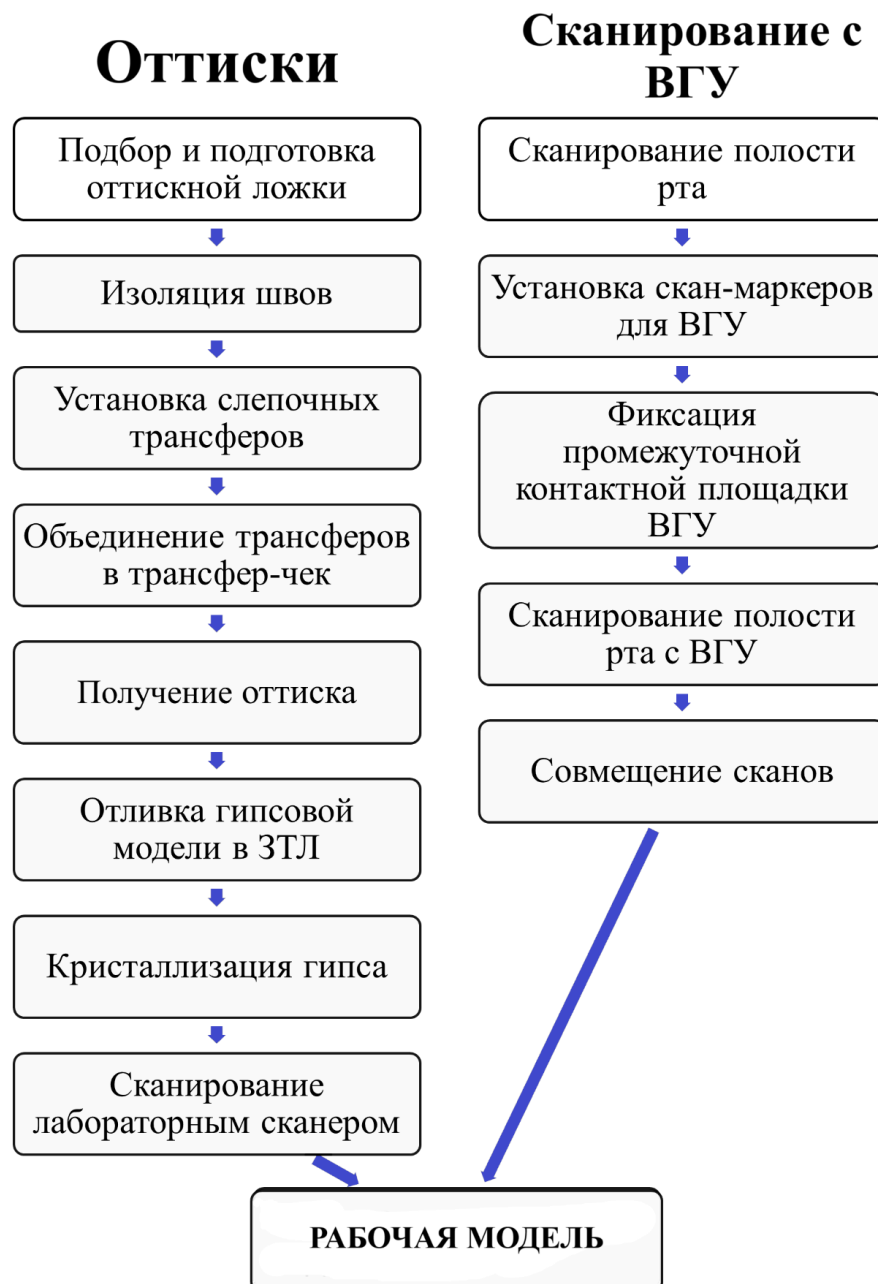


Рисунок 55 – Процесс получения рабочей модели для изготовления протезной конструкции

ВЫВОДЫ

1. На основе анализа данных литературы и собственных экспериментов показано, что при полном отсутствии зубов стандартный протокол интраорального сканирования с цилиндрическими скан-маркерами сопровождается дефицитом оптических ориентиров в области полного отсутствия зубов, что приводит к накоплению кумулятивной пространственной погрешности при формировании виртуальной модели челюсти и последующей обработке в CAD-среде.

2. Разработанная конфигурация ВГУ, испытанная в клинических условиях, обладает наибольшей площадью поверхности (664,26 мм²) и наивысшей плотностью полигональной сетки (79,0 треугольников/мм²) среди исследованных вариантов, что формирует массив уникальных реперных точек, необходимых для стабильной алгоритмической регистрации кадров сканером.

3. В экспериментальных условиях (*in vitro*) конфигурация экспериментального скан-маркера (СМ3) в составе ВГУ показала статистически значимое преимущество по показателям TotRMS, cRMS и углового отклонения по сравнению с разработанными конфигурациями (СМ1, СМ2) со стандартными цилиндрическими скан-маркерами; при этом точность регистрации пространственного положения имплантатов оставалась в пределах клинически приемлемых порогов независимо от их позиции в сканируемой области.

4. В клинических условиях (*in vivo*) применение ВГУ при интраоральном сканировании челюстей с полным отсутствием зубов позволило снизить линейные и угловые искажения цифрового оттиска по сравнению с протоколом, основанным на использовании только цилиндрических скан-маркеров, и уменьшило вариабельность результатов между пациентами.

5. Позиционный анализ показал, что при использовании стандартных цилиндрических скан-маркеров дистальные позиции (особенно область 2.4) характеризуются наибольшими значениями TotRMS и выраженной межпозиционной неоднородностью, тогда как при применении ВГУ эта разница сглаживается и точность остаётся относительно равномерной вдоль всей сканируемой области.

6. Сопоставление данных *in vitro* и *in vivo* показало, что клиническая среда полости рта (подвижность слизистой, слюноотделение, ограниченный доступ, реакция пациента) приводит к росту абсолютных значений погрешности по сравнению с лабораторным этапом, однако при применении ВГУ относительное превосходство по точности над стандартными конфигурациями сохраняется.

7. Разработанное ВГУ может рассматриваться как практический инструмент для повышения точности цифровых оттисков при полной адентии и протезировании с опорой на дентальные имплантаты, особенно в случаях протяжённых винтовых конструкций, где требования к пассивной посадке каркаса наиболее высоки.

8. Предложенный клинический протокол, предусматривающий предварительное сканирование мягких тканей, фиксацию ВГУ, совмещение данных и при необходимости изготовление верификационной модели, позволяет дополнительно контролировать точность каркаса на лабораторном этапе и снижает риск неудовлетворительного прилегания конструкции.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

На основании результатов проведённых исследований *in vitro* и *in vivo* сформулированы следующие практические рекомендации.

1. Разработанное вспомогательное геометрическое устройство (ВГУ) рекомендуется к применению при интраоральном сканировании пациентов с полным отсутствием зубов и предстоящим протезированием с опорой на 4 и более имплантатов с установленными мульти-юнитами – прежде всего при изготовлении протяжённых конструкций с винтовой фиксацией, где риск накопления погрешности сшивания кадров наиболее высок.

2. Целесообразно рассматривать применение ВГУ в протоколах немедленной нагрузки, поскольку конструкция позволяет одномоментно регистрировать положение имплантатов и профиль мягких тканей без физического контакта оттискового материала с раневой поверхностью в раннем послеоперационном периоде.

3. Клинический протокол применения ВГУ предусматривает поочерёдную фиксацию скан-маркеров на мульти-юнитах с последующим объединением их с жёсткой контактной площадкой при помощи светоотверждаемого композитного материала непосредственно в полости рта пациента.

4. Перед фиксацией ВГУ или после выведения устройства из полости рта необходимо выполнять сканирование мягких тканей будущего протезного ложа, поскольку контактная площадка устройства и объемные скан-маркеры перекрывает значительную часть слизистой оболочки; последующее программное совмещение данного скана с основным позволяет исключить пробелы в цифровой модели.

5. Принципиальным практическим преимуществом предложенной конструкции является её индивидуализация непосредственно в полости рта конкретного пациента: в отличие от описанных в литературе аналогичных

устройств, требующих предварительного сканирования и лабораторного изготовления под конкретный клинический случай, разработанное ВГУ не требует дополнительного визита пациента, предварительного CAD/CAM-моделирования или специальных навыков виртуального проектирования со стороны оператора, что делает метод применимым в условиях стандартного стоматологического приёма.

6. После завершения сканирования извлечённое из полости рта ВГУ сохраняет зафиксированную пространственную ориентацию опор, что позволяет использовать его для изготовления верификационной модели путём установки аналогов имплантатов непосредственно в скан-маркеры устройства; данный подход рекомендуется для дополнительного контроля точности рабочей модели до передачи каркаса в клинику.

7. Применение ВГУ при частичной адентии или при сохранении зубов, граничащих с дефектом, не рекомендуется, поскольку в этих условиях зубной ряд уже обеспечивает достаточное количество реперных точек для сканера, а использование ВГУ не даст дополнительного клинического преимущества.

8. При выборе конструкции скан-маркеров для включения в состав ВГУ не рекомендуется использовать соединения с антиротационным индексом на платформе имплантата, поскольку фиксированная ориентация выступающих частей такого маркера препятствует его позиционированию для фиксации промежуточной площадки.

9. С учётом выявленной остаточной позиционной зависимости углового отклонения в дистальных отделах челюсти (позиция 2.4) рекомендуется уделять повышенное внимание визуальному контролю качества скана именно в данной зоне независимо от применяемого протокола регистрации.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

Русскоязычные сокращения

Сокращение	Расшифровка
ВГУ	вспомогательное геометрическое устройство
КЛКТ	конусно-лучевая компьютерная томография
КТ	компьютерная томография
ПО	программное обеспечение
ПЭЭК	полиэфирэфиркетон

Международные сокращения

Сокращение	Расшифровка	Русский эквивалент
ANOVA	Analysis of Variance	однофакторный дисперсионный анализ
AWS	Active Waveform Sampling	метод активной волновой выборки
CAD	Computer-Aided Design	автоматизированное проектирование
CAD/CAM	Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing	автоматизированное проектирование и производство
cRMS	Centroid Root Mean Square	среднеквадратичное отклонение центроида

CV	Coefficient of Variation	коэффициент вариации (%)
ICP	Iterative Closest Point	итерационный алгоритм ближайшей точки
IOS	Intraoral Scanner	интраоральный сканер
ISO	International Organization for Standardization	Международная организация по стандартизации
LED	Light Emitting Diode	светодиод
RMS	Root Mean Square	среднеквадратичное отклонение
SPG	Stereophotogrammetry	стереофотограмметрия
STL	Standard Tessellation Language	стандартный язык триангуляции (формат 3D-файла)
TotRMS	Total Root Mean Square	суммарное среднеквадратичное отклонение поверхности скан-маркера

Статистические обозначения

Обозначение	Расшифровка
d	величина эффекта по Коэну (Cohen's d)
df	число степеней свободы
F	критерий Фишера (дисперсионный анализ)
H	критерий Краскела–Уоллиса
M	среднее арифметическое значение
Me	медиана
n	объём выборки
p	уровень статистической значимости
r	коэффициент, характеризующий величину эффекта
SD	стандартное отклонение
U	статистика критерия Манна–Уитни
W	статистика критерия Шапиро–Уилка
z	z-статистика
$\Delta\alpha$	угловое отклонение оси имплантата (протетической платформы)
χ^2	критерий хи-квадрат Пирсона
95% ДИ	95% доверительный интервал

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аль-Дирес А. М. А. Оптимизация ортопедической стоматологической реабилитации пациента при непосредственной нагрузке дентальных имплантатов. Клинические исследования / А. М. А. Аль-Дирес, С. О. Чикунов, Р. А. Салеев [и др.] // Институт стоматологии. – 2025. – № 2(107). – С. 36–41. – EDN SKZPWM.
2. Бабич В. В. Особенности ортопедического лечения при полном отсутствии зубов / В. В. Бабич, Ю. А. Быстрова // Российский стоматологический журнал. — 2021. — Т. 25, № 3. — С. 247–252. — DOI: 10.17816/1728-2802-2021-25-3-247-252. — EDN MJWFKZ.
3. Бородина И.Д., Григорьянц Л.С., Гаджиев М.А., Апресян С.С., Батов Р.В., Степанов А.Г., Апресян С.В. Сравнительная оценка точности отображения зубной дуги при помощи современных интраоральных 3D-сканеров // Российский стоматологический журнал. — 2022. — Т. 26. — №4. — С. 287–297 — DOI: 10.17816/1728-2802-2022-26-4-287-297.
4. Бронштейн Д. А. Результаты ортопедической реабилитации пациентов с полным отсутствием зубов в зависимости от конструкции протезов на дентальных имплантатах / Д. А. Бронштейн, Е. Е. Олесов, Р. С. Заславский [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. — 2017. — № 2(36). — С. 45–49. — EDN KKGUKW.
5. Васильева О. В. Технологии получения цифрового оттиска / О. В. Васильева, А. А. Первова, М. А. Джаватова // Вестник науки. — 2026. — Т. 3, № 1(94). — С. 1998–2005.
6. Вокулова Ю. А. Оценка эффективности ортопедического лечения несъемными протезами, изготовленными с применением цифровых и традиционных технологий / Ю. А. Вокулова, Е. Н. Жулев // Стоматология

для всех. — 2022. — № 2(99). — С. 4–8. — DOI: 10.35556/idr-2022-2(99)4-8. — EDN KSEZXI.

7. Галонский В. Г., Сурдо Э. С., Чернов В. Н., Мирзоева М. С., Карнаева А. Б. ЦИФРОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ — СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА В РОССИИ. ЭВОЛЮЦИОННЫЕ ЭТАПЫ РАЗВИТИЯ И СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ ТЕХНОЛОГИЙ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ) // Проблемы стоматологии. — 2022. — № 1. — С. 5–18.

8. Голинский Ю.Г., Огрина Н.А., Шашорин Р.В., Любченко Л.О. Оценка точности трёхмерного отображения имплантата при получении оттисков различными методами и материалами // Современные тенденции развития науки и технологий. — 2016. — № 11–5. — С. 18–25.

9. Горяинова К. Э. Сравнительная клиническая оценка качества ортопедического лечения моляров CAD/CAM коронками методикой chairside / К. Э. Горяинова, С. В. Апресян, И. Ю. Лебеденко, И. А. Воронов // Стоматология. — 2019. — Т. 98, № 5. — С. 72–77. — DOI: 10.17116/stomat20199805172. — EDN TDRARC.

10. Долгалев А. А. Клинический случай применения 3D-технологий при планировании комплексной стоматологической реабилитации пациента / А. А. Долгалев, В. М. Водолацкий, А. Н. Бражникова [и др.] // Проблемы стоматологии. — 2025. — Т. 21, № 4. — С. 197–204.

11. Дудин МА, Черновол ЕМ, Рубежов АЛ, Соловьева АМ, Черновол НВ, Ковалевский СВ. Оценка выживаемости имплантатов и анализ основных причин отторжений на ранних этапах лечения. Ретроспективное исследование. Пародонтология. 2025;30(1):49–57. — DOI: 10.33925/1683-3759-2025-991.

12.Ерошин В. Сравнительный анализ прочностных характеристик временных несъемных зубных протезов, выполненных по традиционной и CAD/CAM-технологиям / В. Ерошин, А. Бойко, П. Комаров [и др.] // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. — 2013. — № 44. — С. 14–15. — EDN XGLLWB.

13.Заславский Р. С. Динамика состояния опорных имплантатов покрывных и несъемных протезов при полном отсутствии зубов / Р. С. Заславский, Е. Е. Олесов, А. В. Рагулин [и др.] // Российский стоматологический журнал. — 2022. — Т. 26, № 1. — С. 25–30. — DOI: 10.17816/1728-2802-2022-26-1-25-30. — EDN KFFUBG.

14.Зорина Ю. Ю. Современные виды оттисков в стоматологии (обзорная статья) / Ю. Ю. Зорина, О. В. Орешака, А. В. Ганисик // Проблемы стоматологии. — 2022. — Т. 18, № 3. — С. 32–39.

15.Иващенко А. В. Цифровые технологии в ортопедической стоматологии: систематический анализ эффективности индивидуализированного протезирования / А. В. Иващенко, Д. Д. Огурцов, А. Б. Эреджепов, В. П. Тлустенко // Вестник медицинского института «РЕАВИЗ»: реабилитация, врач и здоровье. — 2025. — Т. 15, № 5. — С. 232–248. — DOI: 10.20340/vmi-rvz.2025.5.DENT.1.

16.Искендеров Р. М. Применение CAD/CAM-технологий в зуботехнической лаборатории / Р. М. Искендеров // Российский стоматологический журнал. — 2016. — Т. 20, № 1. — С. 52–56. — DOI: 10.18821/1728-2802-2016-20-1-52-56. — EDN VWZUPL.

17.Касумова М. К. Эволюция технологий протезирования от прошлого до настоящего / М. К. Касумова, Э. В. Обухов, Э. П. Тихонов // Институт стоматологии. — 2019. — № 3(84). — С. 114–120.

18.Кицул И. С. Прогнозирование потребности населения Российской Федерации в ортопедическом стоматологическом лечении полного отсутствия зубов / И. С. Кицул, И. Ю. Лебеденко, С. Д. Арутюнов [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. — 2010. — № 1(21). — С. 113–117. — EDN RUTTJF.

19.Кишкань А. Оптимизация цифрового планирования изготовления съемных зубных протезов у пациентов с полным и частичным отсутствием зубов / А. Кишкань, М. Ю. Путинцев, Е. Ц. Теблеева [и др.] // Проблемы стоматологии. — 2026. — Т. 22, № 1. — С. 175–182.

20.Колапова Н. Д. Интраоральное сканирование: новый уровень точности и комфорта в стоматологии / Н. Д. Колапова, Д. Р. Гречишникова, М. Р. Якубова [и др.] // Международный научно-исследовательский журнал. — 2025. — № 6(156). — DOI: 10.60797/IRJ.2025.156.76. — EDN UNMOTE.

21.Лебединская О. Ф. Междисциплинарный подход к лечению частичного отсутствия зубов у пациентов с сочетанной патологией / О. Ф. Лебединская, А. В. Шиханов, Л. И. Белозерова [и др.] // Военно-медицинский журнал. — 2019. — Т. 340, № 7. — С. 51–55. — EDN JPAEGF.

22.Лосев Ф. Ф. Конструктивные осложнения в дентальной имплантологии (на примере клинических случаев) / Ф. Ф. Лосев, Т. В. Брайловская, М. С. Котик // Стоматология. — 2024. — Т. 103, № 3. — С. 50–55. — DOI: 10.17116/stomat202410303150. — EDN USUNDT.

23.Масленин А. Ю. Современные CAD/CAM-системы в ортопедической стоматологии / А. Ю. Масленин, Е. А. Воынова, С. Д. Ефимова, В. Цыганов // Научный лидер. — 2025. — № 51(252). — С. 124–126. — EDN RYRVEX.

24.Наумович С. С. CAD/CAM системы в стоматологии: современное состояние и перспективы развития / С. С. Наумович, А. Н. Разоренов //

Современная стоматология. — 2016. — № 4(65). — С. 2–9. — EDN XGVRTN.

25. Онуфриев А. Б. Результаты применения съемных ортопедических конструкций при лечении частичного отсутствия зубов / А. Б. Онуфриев, О. И. Харченко, Ю. В. Кресникова [и др.] // Dental Forum. — 2008. — № 1. — С. 13–17. — EDN KXATBV.

26. Пивоваров В. И. Современные цифровые технологии изготовления зубных протезов / В. И. Пивоваров, Е. С. Бондарь, И. П. Рыжова // Саратовский научно-медицинский журнал. — 2011. — Т. 7, № 1. — С. 322–323. — EDN OGBCNX.

27. Пирниязова Б., Эсенова А., Гараджаев Б., Оразова А. ПРИКЛАДНАЯ ФОТОГРАММЕТРИЯ // Символ науки. — 2024. — С. (3-1-1), 54–56.

28. Проскокова С.В., Еникеев А.М., Пирогов А.Е., Кулиев Р.М., Востриков В.О., Щербаков М.Д. Сравнительный анализ методик сканирования беззубых челюстей с применением интраорального сканера. Медицинский алфавит. 2025;(10):90–94. — DOI: 10.33667/2078-5631-2025-10-90-94.

29. Розов Р. А. Клинический анализ ближайших и отдаленных результатов применения имплантационного протезирования «Трефойл» в России / Р. А. Розов, В. Н. Трезубов, А. Б. Герасимов [и др.] // Стоматология. — 2020. — Т. 99, № 5. — С. 50–57.

30. Рубникович С. П. Функциональная и эстетическая реабилитация пациента с полным отсутствием зубов протезами из диоксида циркония с опорой на дентальные имплантаты с применением цифрового протокола / С. П. Рубникович, И. С. Хомич, Ю. Л. Денисова // Современная ортопедическая стоматология. — 2020. — № 33/34. — С. 35–40.

- 31.Ряховский А. Н. Применение цельнометаллических наkostных направляющих шаблонов CAD/CAM-изготовления для дентальной имплантации / А. Н. Ряховский // Клиническая стоматология. — 2010. — № 2(54). — С. 48–54. — EDN TBSRBX.
- 32.Саакян М. Ю. Влияние методики сканирования и типа интраорального сканера на качество цифрового оттиска / М. Ю. Саакян, Н. А. Суханова, И. И. Барышев, Д. В. Брызгалов // Медицинский альманах. — 2025. — № 1(82). — С. 62–69.
- 33.Саакян М. Ю. Сравнение методик внутриротового сканирования / М. Ю. Саакян, Н. А. Алексеева, А. В. Якунина, И. И. Барышев // Медицинский альманах. — 2023. — № 4(77). — С. 97–104.
- 34.Семенова В. А. Клиническое обоснование применения цифровых технологий при протезировании пациентов с полным отсутствием зубов / В. А. Семенова, М. С. Терехов, С. В. Апресян, А. Г. Степанов // Клиническая стоматология. — 2022. — Т. 25, № 1. — С. 98–106.
- 35.Стенли М. Описание клинического случая, выполненного полностью в цифровом формате, включая сканирование полости рта, цифровой дизайн улыбки и CAD/CAM-реставрации / М. Стенли, А. Г. Паз, И. Мигель, К. Кочман // Эстетическая стоматология. — 2021. — № 1–4. — С. 16–21.
- 36.Студеникин Р. В. Прогнозируемая реабилитация в дентальной имплантации с применением интеллектуальных систем и цифровых помощников / Р. В. Студеникин // Прикладные информационные аспекты медицины. — 2025. — Т. 28, № 3. — С. 38–50. — DOI: 10.18499/2070-9277-2025-28-3-38-50. — EDN BZSKRZ.
- 37.Ушаков Р. В. Оценка качества жизни пациентов с полным отсутствием зубов / Р. В. Ушаков, В. В. Коркин, А. Р. Ушаков // Российская стоматология. — 2016. — Т. 9, № 1. — С. 42. — EDN VXCGIJ.

38.Хабарова Ирина Андреевна, Валиев Джаваншир Сарыевич, Чугунов Владимир Алексеевич, Хабаров Денис Андреевич Современная цифровая фотограмметрия // Международный журнал прикладных наук и технологий «Integral». — 2019. — С. (4-2), 41–47.

39.Хабиев К. Н. Реабилитация пациентов с тотальным отсутствием зубов съемными протезами с опорой на балочную конструкцию / К. Н. Хабиев // Dental Magazine. — 2015. — № 10(142). — С. 14–17. — EDN VMBAKK.

40.Цициашвили А. М. Хирургическое лечение пациентов с использованием имплантатов при частичном отсутствии зубов в условиях дефицита костной ткани / А. М. Цициашвили, А. М. Панин, А. В. Лепилин [и др.] // Стоматология. — 2019. — Т. 98, № 1. — С. 30–33. — DOI: 10.17116/stomat20199801130. — EDN YYVQXZ.

41.Чумаченко Е. Н. Компьютерное моделирование лечебных технологий и прогнозов реабилитации больных с челюстно-лицевыми дефектами и стоматологическими заболеваниями / Е. Н. Чумаченко // Вестник РАЕН. — 2013. — Т. 13, № 1. — С. 108–110.

42.Эртесян А. Р. Обзор субтрактивного и аддитивного производства съемных протезов для беззубых челюстей / А. Р. Эртесян, М. И. Садыков, А. М. Нестеров // Современная наука: актуальные проблемы теории и практики. Серия: Естественные и технические науки. — 2021. — № 1. — С. 223–226. — DOI: 10.37882/2223-2966.2021.01.37. — EDN ICAMSP.

43.Юсупов Р. Д. Профилактика и восстановление зубного ряда с использованием 3D-технологии в современной стоматологии / Р. Д. Юсупов, Э. Р. Рубинина, И. В. Азарьев [и др.] // Современные вопросы биомедицины. — 2025. — Т. 9, № 4(34).

44. Abduo, J., Lyons, K. Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics // *International Journal of Dentistry*. — 2012. — Vol. 2012. — P. 768608. — DOI: 10.1155/2012/768608.
45. Abuduwaili, K., Huang, R., Song, J., Liu, Y., Chen, Z., Huang, B., Li, Z. Comparison of photogrammetric imaging, intraoral scanning and conventional impression accuracy of full-arch dental implant rehabilitation: an in vitro study // *BMC oral health*. — 2025. — Vol. 25. — № 1. — P. 753. — DOI: 10.1186/s12903-025-06029-8.
46. Achmadi, A. A., Rikmasari, R., Oscandar, F., Novianti, V. M. P. The accuracy of edentulous arch impression between intraoral scanner and laboratory scanner: a scoping review // *BDJ open*. — 2025. — Vol. 11. — № 1. — P. 13. — DOI: 10.1038/s41405-025-00300-4.
47. Adell R. Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws // *The Journal of prosthetic dentistry*. — 1983. — Vol. 50. — № 2. — P. 251–254. — DOI: 10.1016/0022-3913(83)90026-4.
48. Agliardi, E. L., Pozzi, A., Romeo, D., Del Fabbro, M. Clinical outcomes of full-arch immediate fixed prostheses supported by two axial and two tilted implants: A retrospective cohort study with 12–15 years of follow-up // *Clinical oral implants research*. — 2023. — Vol. 34. — № 4. — P. 351–366. — DOI: 10.1111/clr.14047.
49. Agustín-Panadero, R., Peñarrocha-Oltra, D., Gomar-Vercher, S., Peñarrocha-Diago, M. Stereophotogrammetry for Recording the Position of Multiple Implants: Technical Description // *The International journal of prosthodontics*. — 2015. — Vol. 28. — № 6. — P. 631–636. — DOI: 10.11607/ijp.4146.
50. Ahmadi, A., Dörsam, I., Stark, H., Hersey, S., Bourauel, C., Keilig, L. The all-on-4 concept in the maxilla-A biomechanical analysis involving high

performance polymers // Journal of biomedical materials research. Part B. — 2021. — P. Applied biomaterials, 109(11), 1698–1705. — DOI: 10.1002/jbm.b.34826.

51.Ahmed, S., Hawsah, A., Rustom, R., Alamri, A., Althomairy, S., Alenezi, M., Shaker, S., Alrawsaa, F., Althumairy, A., Alteraigi, A. Digital Impressions Versus Conventional Impressions in Prosthodontics: A Systematic Review // Cureus. — 2024. — Vol. 16. — № 1. — P. e51537. — DOI: 10.7759/cureus.51537.

52.Albrektsson, T., и соав. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant contact in man // Acta Orthopaedica Scandinavica. — 1981. — Vol. 52. — № 2. — P. 155–170. — DOI: 10.3109/17453678108991776.

53.Ali, K., Alzaid, A. A., Suprono, M. S., Garbacea, A., Savignano, R., Kattadiyil, M. T. Evaluating the effects of splinting implant scan bodies intraorally on the trueness of complete arch digital scans: A clinical study // The Journal of prosthetic dentistry. — 2024. — Vol. 132. — № 4. — P. 781.e1–781.e7. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2024.03.004.

54.Ali, K. M. (2022). Effect of Splinting Implant Scan Bodies Intraorally on The Trueness of Complete Arch Digital Impressions: A Clinical Study (Master's thesis, Loma Linda University).

55.Alkadi L. A Comprehensive Review of Factors That Influence the Accuracy of Intraoral Scanners // Diagnostics (Basel, Switzerland). — 2023. — 13(21), 3291. — DOI: 10.3390/diagnostics13213291.

56.Altalla, H., Alhelou, H., Karaduman, F., Alawawda, O., Bayindir, F. Comparative accuracy of photogrammetry and intraoral scanners in recordings for complete arch implant-supported prostheses: A systematic review and meta-

analysis // The Journal of prosthetic dentistry. — 2025. — P. S0022-3913(25)00864-9. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2025.10.059.

57.Amornvit, P., Sanohkan, S. The accuracy of digital face scanning for use in dentistry: An evaluation // Journal of Clinical Medicine. — 2019. — Vol. 8. — № 7. — P. 987. — DOI: 10.3390/jcm8070987.

58.Anwar, H., Azer, A., AboElHassan, R. G. Influence of a specially designed geometric device and modified scan bodies on the accuracy of a maxillary complete arch digital implant scan: An in vitro study // The Journal of prosthetic dentistry. — 2024. — Vol. 131. — № 4. — P. 683.e1–683.e7. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2024.02.020.

59.Aparicio, C., Ouazzani, W., Hatano, N. The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla // Periodontology 2000. — 2008. — Vol. 47. — № 1. — P. 162–171. — DOI: 10.1111/j.1600-0757.2008.00258.x.

60.Arcuri, L., Pozzi, A., Lio, F., Rompen, E., Zechner, W., Nardi, A. Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial // Journal of prosthodontic research. — 2020. — Vol. 64. — № 2. — P. 128–136. — DOI: 10.1016/j.jpor.2019.06.001.

61.Arieli, A., Adawi, M., Masri, M., Weinberg, E., Beitlitum, I., Pilo, R., Levartovsky, S. The Accuracy of Open-Tray vs Snap on Impression Techniques in A 6-Implant Model: An In Vitro 3D Study. Materials (Basel, Switzerland). — 2022. — 15(6), 2103. — DOI: 10.3390/ma15062103.

62.Arikan, H., Muhtarogullari, M., Uzel, S. M., Guncu, M. B., Aktas, G., Marshall, L. S., Turkeyilmaz, I. Accuracy of digital impressions for implant-supported complete-arch prosthesis when using an auxiliary geometry device //

Journal of dental sciences. — 2023. — Vol. 18. — № 2. — P. 808–813. — DOI: 10.1016/j.jds.2023.01.012.

63. Aswani, K., Wankhade, S., Khalikar, A., Deogade, S. Accuracy of an intraoral digital impression: A review // Journal of Indian Prosthodontic Society. — 2020. — Vol. 20. — № 1. — P. 27–37. — DOI: 10.4103/jips.jips_327_19.

64. Ateşalp İleri, S., Büyükerkmen, E. B. In vitro evaluation of the effect of auxiliary geometric device on measurement trueness and scanning time in full-arch implant impressions // The journal of advanced prosthodontics. — 2025. — Vol. 17. — № 4. — P. 197–209. — DOI: 10.4047/jap.2025.17.4.197.

65. Azevedo, L., Marques, T., Karasan, D., Fehmer, V., Sailer, I., Correia, A., Gómez-Polo, M. Effect of splinting scan bodies on the trueness of complete arch digital implant scans with 5 different intraoral scanners // The Journal of Prosthetic Dentistry. — 2024. — Vol. 132. — № 1. — P. 204–210.

66. Azevedo, L., Marques, T., Karasan, D., Fehmer, V., Sailer, I., Correia, A., Gómez Polo, M. Influence of Implant ScanBody Material and Intraoral Scanners on the Accuracy of Complete-Arch Digital Implant Impressions // The International journal of prosthodontics. — 2024. — Vol. 37. — № 5. — P. 575–582. — DOI: 10.11607/ijp.8565.

67. Bacchi, A., Consani, R. L., Mesquita, M. F., Dos Santos, M. B. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis // Acta odontologica Scandinavica. — 2013. — Vol. 71. — № 5. — P. 1243–1249. — DOI: 10.3109/00016357.2012.757644.

68. Bartley D. L. Analytical performance criteria: Reconciling traditional accuracy assessment with the ISO guide to the expression of uncertainty in measurement (ISO/GUM) // Journal of occupational and environmental hygiene.

— 2004. — Vol. 1. — № 4. — P. D37–D41. — DOI:
10.1080/15459620490432079.

69. Ben-Izhack, G., Lugassy, D., Nissan, J., Safadi, F., Shirazi, T., Manor, Y., Shely, A. Differences between laboratory scanner and intra-oral scanner regarding axes and distances of three implants in a curved line when using two types of intra-oral scan bodies: in vitro study // *International journal of implant dentistry*. — 2025. — Vol. 11. — № 1. — P. 27. — DOI: 10.1186/s40729-025-00617-7.

70. Beretta, M., Poli, P. P., Tansella, S., Aguzzi, M., Meoli, A., Maiorana, C. Cast-free digital workflow for implant-supported rehabilitation in a completely edentulous patient: A clinical report // *The Journal of prosthetic dentistry*. — 2021. — Vol. 125. — № 2. — P. 197–203. — DOI:
10.1016/j.prosdent.2019.12.009.

71. Bessadet, M., Auduc, C., Drancourt, N., Nicolas, E., El Osta, N. Comparative analyses of time efficiency and cost in fabricating fixed implant-supported prostheses in digital, hybrid, and conventional workflows: A systematic review and meta-analysis // *The Journal of prosthetic dentistry*. — 2025. — Vol. 133. — № 3. — P. 689–712. — DOI:
10.1016/j.prosdent.2024.06.024.

72. Borbola, D., Berkei, G., Simon, B., Romanszky, L., Sersli, G., DeFee, M., Renne, W., Mangano, F., Vag, J. In vitro comparison of five desktop scanners and an industrial scanner in the evaluation of an intraoral scanner accuracy // *Journal of dentistry*. — 2023. — Vol. 129. — P. 104391. — DOI:
10.1016/j.jdent.2022.104391.

73. Bosniac, P., Rehmann, P., Wöstmann, B. Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo //

Clinical oral investigations. — 2019. — Vol. 23. — № 5. — P. 2421–2427. — DOI: 10.1007/s00784-018-2679-4.

74.Brånemark, P. I., и соав. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10-year period. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. Supplementum. — 1977. — Vol. 16. — P. 1–132. PMID: 356184.

75.Brånemark, P. I., Svensson, B., van Steenberghe, D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism // Clinical oral implants research. — 1995. — Vol. 6. — № 4. — P. 227–231. — DOI: 10.1034/j.1600-0501.1995.060405.x.

76.Budtz-Jørgensen, E. Restoration of the partially edentulous mouth — a comparison of overdentures and removable partial dentures // Journal of Dentistry. — 1996. — Vol. 24. — № 1–2. — P. 25–34. — DOI: 10.1016/0300-5712(95)00047-X.

77.Cai, H. X., Jia, Q., Shi, H., Jiang, Y., Xue, J., Chen, C., Gong, H., Liu, J., Lee, E. S., Jiang, H. B. Accuracy and Precision Evaluation of International Standard Spherical Model by Digital Dental Scanners // Scanning. — 2020. — Vol. 2020. — P. 1714642. — DOI: 10.1155/2020/1714642.

78.Canullo, L., Pesce, P., Caponio, V. C. A., Iacono, R., Luciani, F. S., Raffone, C., Menini, M. Effect of auxiliary geometric devices on the accuracy of intraoral scans in full-arch implant-supported rehabilitations: An in vitro study // Journal of dentistry. — 2024. — Vol. 145. — P. 104979. — DOI: 10.1016/j.jdent.2024.104979.

79.Carlsson, G. E. A 25-year longitudinal study of patients treated with removable partial dentures // Journal of Oral Rehabilitation. — 2004. — Vol. 31. — № 4. — P. 303–309. — DOI: 10.1046/j.1365-2842.2004.01254.x.

80. Carlsson, G. E., Omar, R. The future of complete dentures in oral rehabilitation: A critical review. *Journal of Oral Rehabilitation*. — 2010. — Vol. 37. — № 2. — P. 143–156. — DOI: 10.1111/j.1365-2842.2009.02039.x.

81. Carneiro Pereira, A. L., Carvalho Porto de Freitas, R. F., de Fátima Trindade Pinto Campos, M., Soares Paiva Tôrres, A. C., Bezerra de Medeiros, A. K., da Fonte Porto Carreiro, A. Trueness of a device for intraoral scanning to capture the angle and distance between implants in edentulous mandibular arches // *The Journal of prosthetic dentistry*. — 2022. — Vol. 128. — № 6. — P. 1310–1317. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2021.02.039.

82. Carr, A. B., Stewart, R. B. Full-arch implant framework casting accuracy: preliminary in vitro observation for in vivo testing // *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*. — 1993. — Vol. 2. — № 1. — P. 2–8. — DOI: 10.1111/j.1532-849x.1993.tb00373.x.

83. Cen, Y., Huang, X., Liu, J. и соав. Application of three-dimensional reconstruction technology in dentistry: a narrative review. *BMC Oral Health* 23, 630 (2023). — DOI: 10.1186/s12903-023-03142-4.

84. Chadwick R. G. Close range photogrammetry-a clinical dental research tool // *Journal of dentistry*. — 1992. — Vol. 20. — № 4. — P. 235–239. — DOI: 10.1016/0300-5712(92)90093-r.

85. Chen, H. M., Shen, K., Ji, L., McGrath, C., Chen, H. Global and Regional Patterns in Edentulism (1990–2021) With Predictions to 2040 // *International dental journal*. — 2025. — Vol. 75. — № 2. — P. 735–743. — DOI: 10.1016/j.identj.2024.11.022.

86. Chen, H. T., Feng, S. W., Vo, T. T. T., Wang, Y. L., Fan, F. Y., Lee, I. T. Cumulative Error in Digital Workflows for Full-Arch Implant Rehabilitation: A Narrative Review // *Bioengineering (Basel, Switzerland)*. — 2026. — 13(2), 219. — DOI: 10.3390/bioengineering13020219.

87.Chen, X., Xu, Z., Gai, K., Pei, X., Li, R., Wan, Q. Biomechanical analysis of All-on-4 implant supported framework using different materials across various clinical practice // BMC oral health. — 2025. — Vol. 25. — № 1. — P. 552. — DOI: 10.1186/s12903-025-05928-0.

88.Cheng, J., Zhang, H., Liu, H., Li, J., Wang, H. L., Tao, X. Accuracy of edentulous full-arch implant impression: An in vitro comparison between conventional impression, intraoral scan with and without splinting, and photogrammetry // Clinical oral implants research. — 2024. — Vol. 35. — № 5. — P. 560–572. — DOI: 10.1111/clr.14252.

89.Chuang, C. C., Cheng, F. C., Chen, M. H., Lin, W. C., Chiang, C. P. Comparisons of precision and trueness of digital dental casts produced by desktop scanners and intraoral scanners // Journal of dental sciences. — 2025. — Vol. 20. — № 1. — P. 137–146. — DOI: 10.1016/j.jds.2024.09.016.

90.Cicciù, M., Fiorillo, L., D'Amico, C., Gambino, D., Amantia, E. M., Laino, L., Crimi, S., Campagna, P., Bianchi, A., Herford, A. S., Cervino, G. 3D Digital Impression Systems Compared with Traditional Techniques in Dentistry: A Recent Data Systematic Review // Materials (Basel, Switzerland). — 2020. — 13(8), 1982. — DOI: 10.3390/ma13081982.

91.Clozza E. Intraoral scanning and dental photogrammetry for full-arch implant-supported prosthesis: A technique // Clinical advances in periodontics. — 2024. — Vol. 14. — № 4. — P. 244–249. — DOI: 10.1002/cap.10269.

92.Crockett, R. J., Parikh, V., Ahn, B., Yao, C. H. D. Use of a dual-purpose implant scan body to obtain both digital and analog records for complete arch fixed implant restorations // The Journal of prosthetic dentistry. — 2025. — Vol. 133. — № 1. — P. 36–42. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2023.11.003.

93.D'haese, J., и соав. Current state of the art of computer-guided implant surgery // *Periodontology* 2000. — 2017. — Vol. 73. — № 1. — P. 121–133. — DOI: 10.1111/prd.12175.

94.Dawood, A., и соав. 3D printing in dentistry // *British Dental Journal*. — 2015. — Vol. 219. — № 11. — P. 521–529. — DOI: 10.1038/sj.bdj.2015.914.

95.Deferm, J. T., Baan, F., Nijsink, J., Verhamme, L., Maal, T., Meijer, G. Intraoral scanning of the edentulous jaw without additional markers: An in vivo validation study on scanning precision and registration of an intraoral scan with a cone-beam computed tomography scan // *Imaging science in dentistry*. — 2023. — Vol. 53. — № 1. — P. 21–26. — DOI: 10.5624/isd.20220131.

96.Denneulin, T., Rignon-Bret, C., Ravalec, G., Tapie, L., Bouter, D., Wulfman, C. Accuracy of Complete-Arch Implant Digital Scans: Effect of Scanning Protocol, Number of Implants, and Scan Body Splinting // *The International journal of prosthodontics*. — 2023. — Vol. 36. — № 2. — P. 219–227. — DOI: 10.11607/ijp.7332.

97.Donovan, T. E., Chee, W. W. A review of contemporary impression materials and techniques // *Dental clinics of North America*. — 2004. — Vol. 48. — № 2. — P. vi–470. — DOI: 10.1016/j.cden.2003.12.014.

98.Duret F. The practical dental CAD/CAM in 1993 // *Journal (Canadian Dental Association)*. — 1993. — Vol. 59. — № 5. — P. 445–453.

99.Eggmann, F., Blatz, M. B. The Core of Digital Dentistry: Intraoral Scanners // *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995), 45(10), 503–507*. — 2024.

100. Eid, H. S., Radwan, M., Blunt, L., Bills, P., Tawfik, A., Attia, M. A. Passive fit of milled and additively manufactured complete arch implant-

supported titanium frameworks: a micro-CT analysis // BMC oral health. — 2026. — Vol. 26. — № 1. — P. 390. — DOI: 10.1186/s12903-026-07702-2.

101. Eldabe, A. K., Adel-Khattab, D., Botros, K. H. Accuracy of intraoral photogrammetry in complete arch digital implant scanning: An in vivo prospective comparative study // The Journal of prosthetic dentistry. — 2025. — P. S0022-3913(25)00294-X. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2025.03.041.

102. Eldin, B. S. G., Talaat, I. A., Nawar, N. H. H., Mohamed, A. M. A. Effect of different fabrication workflows on the passive fit of screw-retained bar splinting two interforaminal implants: a parallel blinded randomised clinical trial // BMC oral health. — 2024. — Vol. 24. — № 1. — P. 410. — DOI: 10.1186/s12903-024-04157-1.

103. Ender, A., Mehl, A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions // Quintessence International. — 2015. — Vol. 46. — № 1. — P. 37–44. — DOI: 10.3290/j.qi.a32615.

104. Farah, R. I., Alresheedi, B., Alazmi, S., Al-Haj Ali, S. N. Evaluating the impact of scan body angulation and geometric attachments on the accuracy of complete-arch digital implant impressions: A comparison of two intraoral scanners // Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists. — 2025. — Vol. 34. — № 2. — P. 174–181. — DOI: 10.1111/jopr.13807.

105. Feine J. S. The McGill consensus statement on overdentures // Quintessence. Int. — 2003. — T. 34. — C. 78-79.

106. Feine J. S. et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients // Gerodontology. — 2002. — T. 19. — №. 1. — C. 3-4.

107. Fernandez-Estevan, L., Selva-Otaolaurruchi, E. J., Montero, J., Sola-Ruiz, F. Oral health-related quality of life of implant-supported overdentures versus conventional complete prostheses: Retrospective study of a cohort of edentulous patients // *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal*, 20(4), e450–e458. — 2015. — DOI: 10.4317/medoral.20498.
108. Fernández, M., Delgado, L., Molmeneu, M., García, D., Rodríguez, D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes // *The Journal of prosthetic dentistry*. — 2014. — Vol. 111. — № 2. — P. 116–123. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2013.09.006.
109. Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., Metzger, M. C. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner // *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. — 2013. — 144(3), 471–478. — DOI: 10.1016/j.ajodo.2013.04.017.
110. Fouda, A., Wyatt, C., McCullagh, A., Vora, S. R., Ford, N. L., Gebril, M. Evaluation of the accuracy of digital workflow for implant-supported full-arch fixed dental prostheses using a novel micro-CT measurement technique // *Journal of prosthodontics*. — 2025. — Vol. 10. — P. 1111/jopr.14061. — DOI: 10.1111/jopr.14061.
111. Fratila, A. M., Saceleanu, A., Arcas, V. C., Fratila, N., Earar, K. Enhancing Intraoral Scanning Accuracy: From the Influencing Factors to a Procedural Guideline // *Journal of clinical medicine*. — 2025. — Vol. 14. — № 10. — P. 3562. — DOI: 10.3390/jcm14103562.
112. Gaddale, R., Mishra, S. K., Chowdhary, R. Complications of screw- and cement-retained implant-supported full-arch restorations: a systematic review and meta-analysis // *International journal of oral implantology (Berlin, Germany)*, 13(1), 11–40. — 2020.

113. Galindo-Moreno, P., Catena, A., Lopez-Chaichio, L., Borges, T., O'Valle, F., Torrecillas-Martínez, L., Padial-Molina, M. The Influence of History of Severe Periodontitis on Estimated Long-Term Marginal Bone Loss around Implants Restored with Fixed Segmented Full-Arch Rehabilitation // *Journal of clinical medicine*. — 2023. — Vol. 12. — № 20. — P. 6665. — DOI: 10.3390/jcm12206665.
114. Gallardo, Y. N., Salazar-Gamarra, R., Bohner, L., De Oliveira, J. I., Dib, L. L., Sesma, N. Evaluation of the 3D error of 2 face-scanning systems: An in vitro analysis // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. — 2023. — Vol. 129. — № 4. — P. 630–636. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2021.06.049.
115. Gallucci, G. O., Papaspyridakos, P., Ashy, L. M., Kim, G. E., Brady, N. J., Weber, H. P. Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients // *The International journal of prosthodontics*. — 2011. — Vol. 24. — № 5. — P. 469–472.
116. García-Martínez, I., Zarauz, C., Morejón, B., Ferreiroa, A., Pradies, G. Influence of customized over-scan body rings on the intraoral scanning effectiveness of a multiple implant edentulous mandibular model // *Journal of dentistry*. — 2022. — Vol. 122. — P. 104095. — DOI: 10.1016/j.jdent.2022.104095.
117. Gargari, M., Prete, V., Pujia, A., Ceruso, F. M. Full-arch maxillary rehabilitation fixed on 6 implants // *ORAL & implantology*. — 2013. — Vol. 6. — № 1. — P. 1–4.
118. Gawali, N., Shah, P. P., Gowdar, I. M., Bhavsar, K. A., Giri, D., Laddha, R. The Evolution of Digital Dentistry: A Comprehensive Review // *Journal of pharmacy & bioallied sciences*. — 2024. — Vol. 16, № Suppl 3. — P. S1920–S1922. — DOI: 10.4103/jpbs.jpbs_11_24.

119. GBD 2017 Oral Disorders Collaborators. Global, Regional, and National Levels and Trends in Burden of Oral Conditions from 1990 to 2017: A Systematic Analysis for the Global Burden of Disease 2017 Study // *Journal of Dental Research*. — 2020. — Vol. 99. — № 4. — P. 362–373. — DOI: 10.1177/0022034520908533.

120. Gebhardt, J. S., Harth, V., Groneberg, D. A., Mache, S. Digitalization in Dentistry: Dentists' Perceptions of Digital Stressors and Resources and Their Association with Digital Stress in Germany-A Qualitative Study // *Healthcare (Basel, Switzerland)*, 13(12), 1453. — 2025. — DOI: 10.3390/healthcare13121453.

121. Gehrke, P., Rashidpour, M., Sader, R., Weigl, P. A systematic review of factors impacting intraoral scanning accuracy in implant dentistry with emphasis on scan bodies // *International journal of implant dentistry*. — 2024. — Vol. 10. — № 1. — P. 20. — DOI: 10.1186/s40729-024-00543-0.

122. Gianfreda, F., Raffone, C., Martelli, M., Pitino, A., Caponio, V. C. A., Bollero, P. Conventional scan body vs scan bodies with auxiliary geometric devices: an in vitro study for edentulous full-arch implant impressions. *Frontiers in oral health*. — 2025. — Vol. 6. — P. 1574149. — DOI: 10.3389/froh.2025.1574149.

123. Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F., Pradíes, G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth // *Clinical implant dentistry and related research*. — 2015. — Vol. 17. — P. e54-e64. — DOI: 10.1111/cid.12124.

124. Gomes, P., Karotkin, J., Alfi, D., Simmons, J. H., Scheyer, E. T. Digital workflow in interdisciplinary dentistry with an airway analysis: A case

report with 2-year follow-up // *Journal of prosthodontics*. — 2025. — Vol. 34. — P. (S1), 80–89. — DOI: 10.1111/jopr.14051.

125. Gómez-Polo, M., Donmez, M. B., Çakmak, G., Yilmaz, B., Revilla-León, M. Influence of implant scan body design (height, diameter, geometry, material, and retention system) on intraoral scanning accuracy: A systematic review // *Journal of prosthodontics*. — 2023. — Vol. 32. — P. (S2), 165–180. — DOI: 10.1111/jopr.13774.

126. Gómez-Polo, M., Piedra-Cascón, W., Methani, M. M., Quesada-Olmo, N., Farjas-Abadia, M., Revilla-León, M. Influence of rescanning mesh holes and stitching procedures on the complete-arch scanning accuracy of an intraoral scanner: An in vitro study // *Journal of dentistry*. — 2021. — Vol. 110. — P. 103690. — DOI: 10.1016/j.jdent.2021.103690.

127. Häggman-Henrikson, B., Ali, D., Aljamal, M., Chrcanovic, B. R. Bruxism and dental implants: A systematic review and meta-analysis // *Journal of oral rehabilitation*. — 2024. — Vol. 51. — № 1. — P. 202–217. — DOI: 10.1111/joor.13567.

128. Hanif, A., Qureshi, S., Sheikh, Z., Rashid, H. Complications in implant dentistry // *European journal of dentistry*. — 2017. — Vol. 11. — № 1. — P. 135–140. — DOI: 10.4103/ejd.ejd_340_16.

129. Hiller J. D., Lipson H. STL 2.0: a proposal for a universal multi-material additive manufacturing file format. — 2009. — DOI: 10.26153/tsw/15106.

130. Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., Kirita, T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept // *Journal of prosthodontic research*. — 2017. — Vol. 61. — № 2. — P. 123–132. — DOI: 10.1016/j.jpor.2016.08.002.

131. Huang, R., Liu, Y., Huang, B., Zhang, C., Chen, Z., Li, Z. Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation // *Clinical oral implants research*. — 2020. — Vol. 31. — № 7. — P. 625–633. — DOI: 10.1111/clr.13598.

132. Hussein M. O. Photogrammetry technology in implant dentistry: A systematic review // *The Journal of prosthetic dentistry*. — 2023. — Vol. 130. — № 3. — P. 318–326. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2021.09.015.

133. Ille, C. E., Jivănescu, A., Pop, D., Stoica, E. T., Flueraș, R., Talpoș-Niculescu, I. C., Cosoroabă, R. M., Popovici, R. A., Olariu, I. Exploring the Properties and Indications of Chairside CAD/CAM Materials in Restorative Dentistry // *Journal of functional biomaterials*. — 2025. — Vol. 16. — № 2. — P. 46. — DOI: 10.3390/jfb16020046.

134. Iturrate, M., Eguiraun, H., Solaberrieta, E. Accuracy of digital impressions for implant-supported complete-arch prosthesis, using an auxiliary geometry part-An in vitro study // *Clinical oral implants research*. — 2019. — Vol. 30. — № 12. — P. 1250–1258. — DOI: 10.1111/clr.13549.

135. János, K. M., Cerghizan, D., Mártha, K. I., Elekes, É., Szakács, B., Elekes, Z., Kovács, A., Szász, A., Mureșan, I., Hăntoșiu, L. G. Evaluation of Intraoral Full-Arch Scan versus Conventional Preliminary Impression // *Journal of clinical medicine*. — 2023. — Vol. 12. — № 17. — P. 5508. — DOI: 10.3390/jcm12175508.

136. Jasim, A. G., Abo Elezz, M. G., Altonbary, G. Y., Elsyad, M. A. Accuracy of digital and conventional implant-level impression techniques for maxillary full-arch screw-retained prosthesis: A crossover randomized trial // *Clinical implant dentistry and related research*. — 2024. — Vol. 26. — № 4. — P. 714–723. — DOI: 10.1111/cid.13336.

137. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw // The International journal of oral & maxillofacial implants. — 1996. — Vol. 11. — № 2. — P. 151–158.

138. Joda, T., Brägger, U. Digital vs conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. Clinical Oral Implants Research. — 2016. — Vol. 27. — № 12. — P. 1428–1435. — DOI: 10.1111/clr.12715.

139. Joda, T., Brägger, U. Time-efficiency analysis comparing digital and conventional workflows for implant crowns: a prospective clinical crossover trial // International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. — 2015. — Vol. 30. — № 5. — P. 1047–1053. — DOI: 10.11607/jomi.3963.

140. Joda, T., и соав. The virtual patient in dental medicine // Clinical Oral Implants Research. — 2015. — Vol. 26. — № 9. — P. 1005–1008. — DOI: 10.1111/clr.12479.

141. Joda, T., Gintaute, A., Brägger, U., Ferrari, M., Weber, K., Zitzmann, N. U. Time-efficiency and cost-analysis comparing three digital workflows for treatment with monolithic zirconia implant fixed dental prostheses: A double-blinded RCT // Journal of dentistry. — 2021. — Vol. 113. — P. 103779. — DOI: 10.1016/j.jdent.2021.103779.

142. Joós-Kovács, G., Vecsei, B., Körmendi, S., Gyarmathy, V. A., Borbély, J., Hermann, P. Trueness of CAD/CAM digitization with a desktop scanner — an in vitro study // BMC oral health. — 2019. — Vol. 19. — № 1. — P. 280. — DOI: 10.1186/s12903-019-0976-1.

143. Jung, J., Lee, C. H., Lee, J. W., Choi, B. J. Three dimensional evaluation of soft tissue after orthognathic surgery // Head & face medicine. — 2018. — Vol. 14. — № 1. — P. 21. — DOI: 10.1186/s13005-018-0179-z.

144. Jung, S. W., Fan, Y. Q., Lee, C. Digital Workflow for Edentulous Patients with Implant-Supported Fixed Prostheses: A Fully Digital Technique // Dentistry journal. — 2022. — Vol. 10. — № 9. — P. 174. — DOI: 10.3390/dj10090174.

145. Kachhara, S., Nallaswamy, D., Ganapathy, D. M., Sivaswamy, V., Rajaraman, V. Assessment of intraoral scanning technology for multiple implant impressions: A systematic review and meta-analysis // Journal of Indian Prosthodontic Society. — 2020. — Vol. 20. — № 2. — P. 141–152. — DOI: 10.4103/jips.jips_379_19.

146. Kanjanasavitree, P., Thammarajuk, P., Guazzato, M. Comparison of different artificial landmarks and scanning patterns on the complete-arch implant intraoral digital scans // Journal of dentistry. — 2022. — Vol. 125. — P. 104266. — DOI: 10.1016/j.jdent.2022.104266.

147. Kassebaum, N. J., и соав. Global burden of severe tooth loss: a systematic review and meta-analysis // Journal of Dental Research. — 2014. — Vol. 93. — P. (7 Suppl), 20S–28S. — DOI: 10.1177/0022034514537828.

148. Kau, C. H., & Richmond, S. (Eds.). (2010). Three-dimensional imaging for orthodontics and maxillofacial surgery. London: Wiley-Blackwell. — DOI: 10.1002/9781118786642.ch2.

149. Kernen, F., Brändle, D., Wagendorf, O., Recca, M., Mehrhof, J., Vach, K., Nahles, S., Nelson, K., Flügge, T. Enhancing intraoral scanner accuracy using scan aid for multiple implants in the edentulous arch: An in vivo study // Clinical oral implants research. — 2023. — Vol. 34. — № 8. — P. 793–801. — DOI: 10.1111/clr.14107.

150. Kernen, F. R., Recca, M., Vach, K., Nahles, S., Nelson, K., Flügge, T. V. In vitro scanning accuracy using different aids for multiple implants in the

edentulous arch // *Clinical oral implants research*. — 2022. — Vol. 33. — № 10. — P. 1010–1020. — DOI: 10.1111/clr.13982.

151. Kienle, P., Batarilo, L., Akgül, M., Köhler, M. H., Wang, K., Jakobi, M., Koch, A. W. Optical Setup for Error Compensation in a Laser Triangulation System // *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(17), 4949. — 2020. — DOI: 10.3390/s20174949.

152. Kim, Y., Oh, T. J., Misch, C. E., Wang, H. L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale // *Clinical oral implants research*. — 2005. — Vol. 16. — № 1. — P. 26–35. — DOI: 10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x.

153. Komiyama, O., Lobbezoo, F., De Laat, A., Iida, T., Kitagawa, T., Murakami, H., Kato, T., Kawara, M. Clinical management of implant prostheses in patients with bruxism // *International journal of biomaterials*. — 2012. — Vol. 2012. — P. 369063. — DOI: 10.1155/2012/369063.

154. Kontis, P., Güth, J. F., Keul, C. Accuracy of intraoral scans of the edentulous maxilla — an in vitro study // *Clinical oral investigations*. — 2025. — Vol. 29. — № 7. — P. 342. — DOI: 10.1007/s00784-025-06419-w.

155. Kropfeld, J., Berger, L., Adler, W., Schulz, K. L., Motel, C., Wichmann, M., Matta, R. E. Impact of Scanbody Geometry and CAD Software on Determining 3D Implant Position // *Dentistry journal*. — 2024. — Vol. 12. — № 4. — P. 94. — DOI: 10.3390/dj12040094.

156. Kurella, K. S., Thiyaneswaran, N., Abhinav, R. P. Comparison of Accuracy/Dimensional Stability of High-Rigid Vinyl Polysiloxane, Polyvinyl Siloxane, and Polyether Impression Materials in Full Arch Implant-Supported Prosthesis: In Vitro Study // *Journal of long-term effects of medical implants*. — 2020. — Vol. 30. — № 3. — P. 179–186. — DOI: 10.1615/JLongTermEffMedImplants.2020036008.

157. Kuroda, T., Motohashi, N., Tominaga, R., Iwata, K. Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning // American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. — 1996. — 110(4), 365–369. — DOI: 10.1016/s0889-5406(96)70036-7.
158. Lee, K. W., Kim, S. H., Gil, Y. C., Hu, K. S., Kim, H. J. Validity and reliability of a structured-light 3D scanner and an ultrasound imaging system for measurements of facial skin thickness // Clinical Anatomy. — 2017. — Vol. 30. — № 7. — P. 878–886. — DOI: 10.1002/ca.22931.
159. Lim, J. H., и соав. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering inter-segment alignment // Journal of Prosthetic Dentistry. — 2018. — Vol. 120. — № 3. — P. 352–358. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.11.012.
160. Liu, H., Zhang, X., Gao, Y., Li, M., Qu, Z., Zhao, J. Effect of Auxiliary Devices on the Accuracy of Complete-Arch Implant Digital Impressions: An in Vitro Study // International dental journal. — 2025. — Vol. 75. — № 6. — P. 103950. — DOI: 10.1016/j.identj.2025.103950.
161. Logozzo, S., Zanetti, E. M., Franceschini, G., Kilpelä, A., Mäkynen, A. Recent advances in dental optics — Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry // Optics and lasers in engineering. — 2014. — Vol. 54. — P. 203–221. — DOI: 10.1016/j.optlaseng.2013.07.017.
162. Lyu, M., Xu, D., Li, Y., Zhang, S., Zhao, H., Yuan, Q. Effect of an auxiliary device on scanning accuracy for multiple implants: an in vitro comparative study // Head & face medicine. — 2025. — Vol. 21. — № 1. — P. 32. — DOI: 10.1186/s13005-025-00511-y.
163. Ma, B., Yue, X., Sun, Y., Peng, L., Geng, W. Accuracy of photogrammetry, intraoral scanning, and conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation: an in vitro comparative study // BMC oral

health. — 2021. — Vol. 21. — № 1. — P. 636. — DOI: 10.1186/s12903-021-02005-0.

164. Mahmoud Hashemi, A., Hasanzadeh, M., Payaminia, L., Alikhasi, M. Effect of Repeated Use of Different Types of Scan Bodies on Transfer Accuracy of Implant Position // Journal of dentistry (Shiraz, Iran), 24(4), 410–416. — 2023. — DOI: 10.30476/dentjods.2022.96149.1922.

165. Mai, H. Y., Mai, H. N., Lee, C. H., Lee, K. B., Kim, S. Y., Lee, J. M., Lee, K. W., Lee, D. H. Impact of scanning strategy on the accuracy of complete-arch intraoral scans: a preliminary study on segmental scans and merge methods // The journal of advanced prosthodontics. — 2022. — Vol. 14. — № 2. — P. 88–95. — DOI: 10.4047/jap.2022.14.2.88.

166. Maló, P., и соав. "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes // Clinical Implant Dentistry and Related Research. — 2012. — Vol. 14. — P. (Suppl 1), e139–e150. — DOI: 10.1111/j.1708-8208.2011.00395.x.

167. Mangano, F., и соав. The virtual patient concept in implant dentistry: a systematic review // International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. — 2020. — Vol. 35. — № 4. — P. 681–690. — DOI: 10.11607/jomi.8123.

168. Mangano, F. G., и соав. The accuracy of 3D printing in dentistry: a systematic review // International Journal of Prosthodontics. — 2020. — Vol. 33. — № 5. — P. 537–547. — DOI: 10.11607/ijp.6695.

169. Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., Logozzo, S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature // BMC oral health. — 2017. — Vol. 17. — № 1. — P. 149. — DOI: 10.1186/s12903-017-0442-x.

170. Mao, Z., Park, K., Lee, K., Li, X. Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets // International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. — 2014. — Vol. 30. — № 3. — P. 382–396. — DOI: 10.1002/cnm.2608.

171. Masu, R., Tanaka, S., Sanda, M., Miyoshi, K., Baba, K. Effect of assistive devices on the precision of digital impressions for implants placed in edentulous maxilla: an in vitro study // International journal of implant dentistry. — 2021. — Vol. 7. — № 1. — P. 116. — DOI: 10.1186/s40729-021-00397-w.

172. Menini, M., Setti, P., Pera, F., Pera, P., Pesce, P. Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure // Clinical oral investigations. — 2018. — Vol. 22. — № 3. — P. 1253–1262. — DOI: 10.1007/s00784-017-2217-9.

173. Mennito, A. S., и соав. Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems // Journal of Prosthetic Dentistry. — 2018. — Vol. 119. — № 5. — P. 764–769. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.07.012.

174. Minase, D. A., Sathe, S., Borle, A., Pathak, A., Jaiswal, T. Less Is More: A Case Report on All-on-4 Prosthesis // Cureus. — 2024. — Vol. 16. — № 2. — P. e54873. — DOI: 10.7759/cureus.54873.

175. Mizumoto, R. M., Yilmaz, B., McGlumphy, E. A., Jr, Seidt, J., Johnston, W. M. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses // The Journal of prosthetic dentistry. — 2020. — Vol. 123. — № 1. — P. 96–104. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2019.01.003.

176. Moraschini, V., Poubel, L. A., Ferreira, V. F., Barboza, E.dosS. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic

review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. — 2015. — Vol. 44, № 3. — P. 377–388. — DOI: 10.1016/j.ijom.2014.10.023.

177. Mörmann W. H. The evolution of the CEREC system // *Journal of the American Dental Association* (1939). — 2006. — Vol. 137. — P. Suppl, 7S–13S. — DOI: 10.14219/jada.archive.2006.0398.

178. Mühlemann, S., и соав. Is the use of digital technologies for the fabrication of implant-supported reconstructions more efficient and/or more effective than conventional techniques? A systematic review // *Clinical Oral Implants Research*. — 2018. — Vol. 29. — P. (Suppl 18), 184–195. — DOI: 10.1111/clr.13300.

179. Najeeb, S., и соав. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics // *Journal of Prosthodontic Research*. — 2016. — Vol. 60. — № 1. — P. 12–19. — DOI: 10.1016/j.jpor.2015.10.001.

180. Nakhaei, M., Madani, A. S., Moraditalab, A., Haghi, H. R. Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants // *Dental research journal*. — 2015. — Vol. 12. — № 5. — P. 431–437. — DOI: 10.4103/1735-3327.166190.

181. Nedelcu, R., Olsson, P., Thulin, M., Nyström, I., Thor, A. In vivo trueness and precision of full-arch implant scans using intraoral scanners with three different acquisition protocols // *Journal of dentistry*. — 2023. — Vol. 128. — P. 104308. — DOI: 10.1016/j.jdent.2022.104308.

182. Örtorp, A., и соав. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study // *Dental Materials*. — 2011. — Vol. 27. — № 4. — P. 356–363. — DOI: 10.1016/j.dental.2010.11.015.

183. Örtorp, A., Jönsson, D. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a systematic review // *Dental Materials*. — 2012. — Vol. 28. — № 4. — P. 351–360. — DOI: 10.1016/j.dental.2011.12.007.

184. Pachiou, A., Zervou, E., Sykaras, N., Tortopidis, D., Ioannidis, A., Jung, R. E., Strauss, F. J., Kourtis, S. Patient-Reported Outcomes of Digital Versus Conventional Impressions for Implant-Supported Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review and Meta-Analysis // *Journal of personalized medicine*. — 2025. — Vol. 15. — № 9. — P. 427. — DOI: 10.3390/jpm15090427.

185. Pan, Y., Tsoi, J. K. H., Lam, W. Y., Zhao, K., Pow, E. H. Improving intraoral implant scanning with a novel auxiliary device: An in-vitro study // *Clinical oral implants research*. — 2021. — Vol. 32. — № 12. — P. 1466–1473. — DOI: 10.1111/clr.13847.

186. Patil, P., Madhav, V. N. V., Alshadidi, A. A. F., Saini, R. S., Aldosari, L. I. N., Heboyar, A., Mosaddad, S. A., Bin Hassan, S. A., Chaturvedi, S. Comparative evaluation of open tray impression technique: investigating the precision of four splinting materials in multiple implants // *BMC oral health*. — 2023. — Vol. 23. — № 1. — P. 844. — DOI: 10.1186/s12903-023-03583-x.

187. Pelekanos, S., Ntovas, P., Rizou, V., Pozzi, A. Translucent monolithic zirconia titanium-supported FP1 full-arch prosthesis: A novel proof of concept to address esthetic, functional, and biologic challenges // *Journal of esthetic and restorative dentistry*. — 2024. — Vol. 36. — № 1. — P. 197–206. — DOI: 10.1111/jerd.13167.

188. Peñarrocha-Oltra, D., Covani, U., Peñarrocha-Diago, M., Peñarrocha-Diago, M. Immediate loading with fixed full-arch prostheses in the maxilla:

review of the literature // *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 19(5), e512–e517. — 2014. — DOI: 10.4317/medoral.19664.

189. Petersen, P. E., Yamamoto, T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme // *Community Dentistry and Oral Epidemiology*. — 2005. — Vol. 33. — № 2. — P. 81–92. — DOI: 10.1111/j.1600-0528.2004.00219.x.

190. Pozzi, A., Arcuri, L., Lio, F., Papa, A., Nardi, A., Londono, J. Accuracy of complete-arch digital implant impression with or without scanbody splinting: An in vitro study // *Journal of dentistry*. — 2022. — Vol. 119. — P. 104072. — DOI: 10.1016/j.jdent.2022.104072.

191. Pozzi, A., Laureti, A., Tawil, I., Chow, J., Azevedo, L., Fehmer, V., Sailer, I. Intra Oral Photogrammetry: Trueness Evaluation of Novel Technology for Implant Complete-Arch Digital Impression In Vitro // *Clinical implant dentistry and related research*. — 2025. — Vol. 27. — № 3. — P. e70049. — DOI: 10.1111/cid.70049.

192. Pradíes, G., Ferreiroa, A., Özcan, M., Giménez, B., Martínez-Rus, F. Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impressions of implants // *Journal of the American Dental Association* (1939). — 2014. — Vol. 145. — № 4. — P. 338–344. — DOI: 10.14219/jada.2013.45.

193. Ramadan, R. E., Razek, M. K. A., Mohamed, F. S., Fahmy, R. A., Abd-Ellah, M. E. Positional transfer accuracy of titanium base implant abutment provided by two different scan body designs: an invitro study // *BMC oral health*. — 2023. — Vol. 23. — № 1. — P. 746. — DOI: 10.1186/s12903-023-03399-9.

194. Rekow E. D. Dental CAD-CAM systems: What is the state of the art? // *Journal of the American Dental Association* (1939). — 1991. — Vol. 122. — № 12. — P. 42–48. — DOI: 10.14219/jada.archive.1991.0205.

195. Retana, L., Nejat, A. H., Pozzi, A. Effect of splinting scan bodies on trueness of complete-arch implant impression using different intraoral scanners: an in vitro study // *International journal of computerized dentistry*. — 2023. — Vol. 26. — № 1. — P. 19–28. — DOI: 10.3290/j.ijcd.b2599297.
196. Revilla-León, M., Att, W., Özcan, M., Rubenstein, J. Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine // *The Journal of prosthetic dentistry*. — 2021. — Vol. 125. — № 3. — P. 470–478. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2020.03.005.
197. Revilla-León, M., Özcan, M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry // *Journal of Prosthodontics*. — 2017. — Vol. 28. — № 2. — P. 146–158. — DOI: 10.1111/jopr.12801.
198. Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguié, G., Viennot, S., Robinson, P., Farges, J. C., Fages, M., Ducret, M. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression // *Journal of healthcare engineering*. — 2017. — Vol. 2017. — P. 8427595. — DOI: 10.1155/2017/8427595.
199. Rotar, R. N., Faur, A. B., Pop, D., Jivanescu, A. Scanning Distance Influence on the Intraoral Scanning Accuracy-An In Vitro Study // *Materials (Basel, Switzerland)*, 15(9), 3061. — 2022. — DOI: 10.3390/ma15093061.
200. Róth, I., Czigola, A., Fehér, D., Vitai, V., Joós-Kovács, G. L., Hermann, P., Borbély, J., Vecsei, B. Digital intraoral scanner devices: a validation study based on common evaluation criteria // *BMC oral health*. — 2022. — Vol. 22. — № 1. — P. 140. — DOI: 10.1186/s12903-022-02176-4.
201. Rutkūnas, V., Gečiauskaitė, A., Jegelevičius, D., Vaitiekūnas, M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners: A systematic

review. *European journal of oral implantology*. — 2017. — Vol. 10. — P. Suppl 1, 101–120.

202. Rutkūnas, V., Gedrimienė, A., Al-Haj Husain, N., Pletkus, J., Barauskis, D., Jegelevičius, D., Özcan, M. Effect of additional reference objects on accuracy of five intraoral scanners in partially and completely edentulous jaws: An in vitro study // *The Journal of prosthetic dentistry*. — 2023. — Vol. 130. — № 1. — P. 111–118. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2021.09.032.

203. Sahin, S., Cehreli, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status // *Implant dentistry*. — 2001. — Vol. 10. — № 2. — P. 85–92. — DOI: 10.1097/00008505-200104000-00003.

204. Sakornwimon, N., Leevailoj, C. Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material // *The Journal of prosthetic dentistry*. — 2017. — Vol. 118. — № 3. — P. 386–391. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.10.019.

205. Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C., Barlattani, A. CEREC CAD/CAM Chairside System // *ORAL & implantology*. — 2015. — Vol. 7. — № 3. — P. 57–70.

206. Schimmel, M., Akino, N., Srinivasan, M., Wittneben, J. G., Yilmaz, B., Abou-Ayash, S. Accuracy of intraoral scanning in completely and partially edentulous maxillary and mandibular jaws: an in vitro analysis // *Clinical oral investigations*. — 2021. — Vol. 25. — № 4. — P. 1839–1847. — DOI: 10.1007/s00784-020-03486-z.

207. Schmalzl, J., Róth, I., Borbély, J., Hermann, P., Vecsei, B. The impact of software updates on accuracy of intraoral scanners // *BMC oral health*. — 2023. — Vol. 23. — № 1. — P. 219. — DOI: 10.1186/s12903-023-02926-y.

208. Sevinç Gül, S. N., Murat, F., Şensoy, A. T. Evaluation of Biomechanical Effects of Mandible Arch Types in All-on-4 and All-on-5 Dental Implant Design: A 3D Finite Element Analysis // *Journal of functional biomaterials*. — 2025. — Vol. 16. — № 4. — P. 134. — DOI: 10.3390/jfb16040134.

209. Shaikh, M., Lakha, T., Kheur, S., Qamri, B., Kheur, M. Do digital impressions have a greater accuracy for full-arch implant-supported reconstructions compared to conventional impressions? An in vitro study // *Journal of Indian Prosthodontic Society*. — 2022. — Vol. 22. — № 4. — P. 398–404. — DOI: 10.4103/jips.jips_52_22.

210. Sharma, V., Kadu, A. Technology shaping the future of dentistry // *Medical journal, Armed Forces India*, 80(4), 375–377. — 2024. — DOI: 10.1016/j.mjafi.2024.05.019.

211. Shetty, P. S., Gangurde, A. P., Chauhan, M. R., Jaiswal, N. V., Salian, P. R., Singh, V. Accuracy of the digital implant impression with splinted and non-splinted intraoral scan bodies: A systematic review // *Journal of Indian Prosthodontic Society*. — 2025. — Vol. 25. — № 1. — P. 3–12. — DOI: 10.4103/jips.jips_261_24.

212. Simonis, P., Dufour, T., Tenenbaum, H. Long-term implant survival and success: a 10–16-year follow-up of non-submerged dental implants // *Clinical Oral Implants Research*. — 2010. — Vol. 21. — № 7. — P. 772–777. — DOI: 10.1111/j.1600-0501.2010.01912.x.

213. Soltan, H., Mai, X., Ramdan, A. S., Saleh, M. Q., Ashour, S. H., Xie, W. Impact of implant scan body material and angulation on the trueness and precision of digital implant impressions using four intraoral scanners-an in vitro study // *BMC oral health*. — 2025. — Vol. 25. — № 1. — P. 1288. — DOI: 10.1186/s12903-025-06502-4.

214. Sones A. D. Complications with osseointegrated implants // The Journal of prosthetic dentistry. — 1989. — Vol. 62. — № 5. — P. 581–585. — DOI: 10.1016/0022-3913(89)90084-x.
215. Soni, M., Soni, P., Soni, P., Chokhandre, S., Moni, M., Gupta, S. The Role of Digital Workflow in Customizing the Prosthetic Solutions: A Literature Review // Journal of pharmacy & bioallied sciences. — 2025. — Vol. 17. — P. (Suppl 2), S1095–S1097. — DOI: 10.4103/jpbs.jpbs_1700_24.
216. Soto-Penaloza, D., Zaragozí-Alonso, R., Penarrocha-Diago, M., Penarrocha-Diago, M. The all-on-four treatment concept: Systematic review // Journal of clinical and experimental dentistry. — 2017. — Vol. 9. — № 3. — P. e474–e488. — DOI: 10.4317/jced.53613.
217. Stimmelmayer, M., Güth, J. F., Erdelt, K., Edelhoff, D., Beuer, F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study // Clinical oral investigations. — 2012. — Vol. 16. — № 3. — P. 851–856. — DOI: 10.1007/s00784-011-0564-5.
218. Sun N, Bull T, Austin R, Bartlett D, O'Toole S. Quantifying error introduced by iterative closest point image registration. J Dent. 2024 Mar;142:104863. PMID: 38280538. — DOI: 10.1016/j.jdent.2024.104863.
219. Syrek, A., Reich, G., Ranftl, D., Klein, C., Cerny, B., Brodesser, J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling // Journal of dentistry. — 2010. — Vol. 38. — № 7. — P. 553–559. — DOI: 10.1016/j.jdent.2010.03.015.
220. Szilvsi-Nagy M., Matyasi G. Y. Analysis of STL files // Mathematical and computer modelling. — 2003. — T. 38. — №. 7–9. — C. 945–960 — DOI: 10.1016/S0895-7177(03)90079-3.

221. Tan, K. B., Rubenstein, J. E., Nicholls, J. I., Yuodelis, R. A. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses // *The International journal of prosthodontics*. — 1993. — Vol. 6. — № 4. — P. 346–363.
222. Tao, C., Zhao, Y. J., Sun, Y. C., Heng, M. D., Xie, Q. F., Pan, S. X. Accuracy of Intraoral Scanning of Edentulous Jaws with and without Resin Markers // *The Chinese journal of dental research*. — 2020. — Vol. 23. — № 4. — P. 265–271. — DOI: 10.3290/j.cjdr.b867887.
223. Teja Reddy, M. S., Ahmed, N., Maiti, S., Ganapathy, D. M. Evaluation of accuracy and time taken to make an open tray implant impressions with two techniques // *Journal of advanced pharmaceutical technology & research*. — 2022. — Vol. 13. — P. (Suppl 2), S437–S441. — DOI: 10.4103/japtr.japtr_308_22.
224. Tettamanti, S., и соав. Direct loading of implants in the edentulous maxilla: A systematic review // *Clinical Oral Implants Research*. — 2017. — Vol. 28. — P. (Suppl 14), 89–99. — DOI: 10.1111/clr.13064.
225. Thomason, J. M., и соав. The York consensus statement on implant-supported overdentures // *Journal of Dental Education*. — 2007. — Vol. 71. — № 1. — P. 184–185. PMID: 17215642.
226. Ting-shu, S., Jian, S. Intraoral digital impression technique: a review // *Journal of Prosthodontics*. — 2015. — Vol. 24. — № 4. — P. 313–321. — DOI: 10.1111/jopr.12218.
227. Uzel, S. M., Guncu, M. B., Aktas, G., Arikan, H., Reiss, N., Turkyilmaz, I. Influence of the implant scan body modifications on trueness of digital impressions // *Journal of Dental Sciences*. — 2023. — Vol. 18. — № 4. — P. 1771–1777.

228. Velasco-Ortega, E., Del Rocío Jiménez-Martin, I., Moreno-Muñoz, J., Núñez-Márquez, E., Rondón-Romero, J. L., Cabanillas-Balsera, D., Jiménez-Guerra, Á., Ortiz-García, I., López-López, J., Monsalve-Guil, L. Long-Term Treatment Outcomes of Implant Prostheses in Partially and Totally Edentulous Patients // *Materials* (Basel, Switzerland), 15(14), 4910. — 2022. — DOI: 10.3390/ma15144910.
229. Wan, Q., Limpuangthip, N., Hlaing, N. H. M. M., Hahn, S., Lee, J. H., Lee, S. J. Enhancing scanning accuracy of digital implant scans: A systematic review on application methods of scan bodies // *The Journal of prosthetic dentistry*. — 2024. — Vol. 132. — № 5. — P. 898.e1–898.e9. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2024.06.010.
230. Wang, R., Law, A. C., Garcia, D., Yang, S., Kong, Z. Development of structured light 3D-scanner with high spatial resolution and its applications for additive manufacturing quality assurance // *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. — 2021. — Vol. 117. — № 3. — P. 845–862. — DOI: 10.1007/s00170-021-07780-2.
231. Wang, Y., Li, Y., Liang, S., Yuan, F., Liu, Y., Ye, H., Zhou, Y. THE ACCURACY OF INTRAORAL SCAN IN OBTAINING DIGITAL IMPRESSIONS OF EDENTULOUS ARCHES: A SYSTEMATIC REVIEW // *The journal of evidence-based dental practice*. — 2024. — Vol. 24. — № 1. — P. 101933. — DOI: 10.1016/j.jebdp.2023.101933.
232. Werbelow, L., Weiss, M., Schramm, A. Long-term follow-up of full-arch immediate implant-supported restorations in edentulous jaws: a clinical study // *International journal of implant dentistry*. — 2020. — Vol. 6. — № 1. — P. 34. — DOI: 10.1186/s40729-020-00232-8.
233. Yang, Q., Guan, X., Wang, B., Zhang, D., Bai, J., Zhang, X., Zhou, Y. Implant survival rate and marginal bone loss with the all-on-4 immediate-loading

strategy: A clinical retrospective study with 1 to 4 years of follow-up // The Journal of prosthetic dentistry. — 2023. — Vol. 130. — № 6. — P. 849–857. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2021.12.020.

234. Zhang, X., Luo, L., Ma, R., Wang, Y., Xie, S., Zhang, H., Zou, Y., Wang, X., Li, X. Binocular Stereo Vision-Based Structured Light Scanning System Calibration and Workpiece Surface Measurement Accuracy Analysis // Sensors (Basel, Switzerland), 25(20), 6455. — 2025. — DOI: 10.3390/s25206455.

235. Zhang, Y., Li, S., Di, P., Zhang, Y., Wu, A., Lin, Y. Comparison of 4- or 6-implant supported immediate full-arch fixed prostheses: A retrospective cohort study of 217 patients followed up for 3–13 years // Clinical implant dentistry and related research. — 2023. — Vol. 25. — № 2. — P. 381–397. — DOI: 10.1111/cid.13170.

236. Zhou Y, Yuan L, Li Y, Yu J. Digital Dental Biometrics for Human Identification Based on Automated 3D Point Cloud Feature Extraction and Registration. Bioengineering. 2024; 11(9):873. — DOI: 10.3390/bioengineering11090873.

237. Zotti, F., Rosolin, L., Bersani, M., Poscolere, A., Pappalardo, D., Zerman, N. Digital Dental Models: Is Photogrammetry an Alternative to Dental Extraoral and Intraoral Scanners? // Dentistry journal. — 2022. — Vol. 10. — № 2. — P. 24. — DOI: 10.3390/dj10020024.

238. Лосев Ф. Ф., Боровский Л. Б. Анализ дополнительных методов повышения точности внутриротового сканирования у пациентов с полной адентией для изготовления несъёмных зубных протезов // Стоматология. — 2025. — Т. 104, № 6. — С. 49–54. — DOI 10.17116/stomat202510406149.

239. Лосев Ф. Ф., Боровский Л. Б., Котик М. С. Создание вспомогательного устройства для внутриротового сканирования беззубых

челюстей с установленными дентальными имплантатами // Стоматология.
— 2026. — Т. 105, № 3. — С. 38–46. — DOI 10.17116/stomat202610503138.