

**Федеральное государственное бюджетное учреждение
Национальный медицинский исследовательский центр
«Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и
челюстно-лицевой хирургии» Министерства Здравоохранения
Российской Федерации**

На правах рукописи

Шарганов Абдул-Латиф Фарук

**Научное обоснование выбора толщины слоя 3D-печати навигационных
хирургических шаблонов для дентальной имплантации**

3.1.7. – Стоматология

**Диссертация на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук**

**Научный руководитель:
Заслуженный деятель наук РФ
член-корреспондент РАН,
д.м.н., профессор Лосев Ф.Ф.**

Москва – 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	11
1.1. Цифровые протоколы и аддитивные технологии в современной дентальной имплантации.....	11
1.2. Влияние параметров 3D-печати на точность изготовления и воспроизводимость хирургических шаблонов.....	21
1.3. Изменение физико-механических свойств фотополимерных материалов при изменении толщины слоя 3D-печати.....	29
1.4. Влияние стандартной процедуры стерилизации автоклавированием на физико-механические свойства образцов из фотополимерных материалов ..	36
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	43
2.1. Характеристика исследуемого материала	43
2.2. Лабораторные методы оценки физико-механических характеристик и воспроизводимости образцов и навигационных шаблонов из фотополимерного материала.....	44
2.2.1. Метод статического изгиба	44
2.2.2. Методы оценки влияния режимов автоклавирования на микроструктуру фотополимерного материала	49
2.2.3. Метод оценки точности и воспроизводимости навигационных шаблонов при изменении толщины слоя 3D-печати.....	53
2.3. Метод статистической обработки данных	55
ГЛАВА 3. СОБСТВЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ.....	56
3.1. Результаты испытания на изгиб образцов из фотополимерного материала и навигационных шаблонов с различной толщиной слоя 3D-печати	56
3.1.1. Результаты испытания на изгиб автоклавированных и неавтоклавированных образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм.....	58
3.1.2. Результаты испытания на изгиб автоклавированных и неавтоклавированных образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм.....	64
3.1.3. Сравнительная оценка физико-механических характеристик автоклавированных образцов, изготовленных с толщиной слоя 0,05 мм и 0,1 мм.....	69
3.1.4. Анализ зон концентрации напряжений при испытании на изгиб навигационных шаблонов.	74
3.2. Результаты оценки влияния режимов автоклавирования на микроструктуру фотополимерного материала.....	77

3.3. Результаты оценки точности и воспроизводимости навигационных шаблонов для дентальной имплантации с различной толщиной слоя 3D-печати	81
ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ	91
ВЫВОДЫ.....	99
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	101
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	103
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	104

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Современный этап развития дентальной имплантации характеризуется переходом к концепции ортопедически ориентированного планирования. Ведущую роль в реализации данного подхода играют цифровые протоколы, позволяющие существенно повысить прогнозируемость лечения и минимизировать риски осложнений, особенно в сложных клинических ситуациях.

Главным связующим звеном между виртуальным планированием и хирургическим этапом лечения являются навигационные хирургические шаблоны. Доказано, что их применение сводит к минимуму отклонения между запланированным и фактическим положением имплантата. С развитием аддитивного производства и технологий стереолитографической 3D-печати изготовление подобных шаблонов стало более доступным, быстрым и точным.

Однако, несмотря на широкое распространение технологии, в профессиональном сообществе остаются дискуссионными вопросы оптимизации технологических параметров печати. Одним из критических факторов является выбор толщины слоя печати. Выбор толщины слоя при стереолитографической 3D-печати напрямую влияет на технологическую стабильность процесса. Навигационные шаблоны из фотополимерных материалов, изготовленные с толщиной слоя печати 0,05 мм имеют лучшие физико-механические характеристики, чем шаблоны с толщиной слоя печати 0,1 мм. Печать с толщиной слоя 0,05 мм повышает нагрузку на экструдер, требует значительно более точной калибровки стола и механики привода оси Z. Кроме того, при подобной толщине слоя 3D-печати возрастает риск термомеханической дестабилизации из-за перегрева, что ведет к деформации тонкостенных структур. Многие промышленные принтеры официально не поддерживают данный режим из-за риска снижения качества изготовления. Печать с толщиной слоя 0,1 мм обеспечивает термокинетический баланс, стабильность процесса изготовления и прогнозируемое качество изделий при

меньших требованиях к оборудованию и настройке, что подтверждается и сокращением времени изготовления изделий.

Не менее важным аспектом является обеспечение биобезопасности. Хирургические шаблоны контактируют с поврежденными тканями, что делает необходимой их стерилизацию. Наиболее распространенный метод – автоклавирование – сопряжен с воздействием высоких температур и давления, что может негативно влиять на физико-механические характеристики фотополимерных материалов и пространственную стабильность шаблона. В научной литературе данные о влиянии термической обработки на современные отечественные биосовместимые материалы редко становятся предметом исследования.

Таким образом, необходимость поиска рационального компромисса между выбором оптимальных параметров 3D-печати, точностью изготовления и сохранением прочностных характеристик навигационных шаблонов после обязательной стерилизации определяет актуальность данного исследования. Изучение данных факторов позволит оптимизировать цифровые протоколы имплантации и повысить эффективность стоматологической помощи.

Степень разработанности темы

Несмотря на широкое освещение вопросов аддитивных технологий и 3D-печати в литературе, большинство исследований посвящено точности дентальной имплантации. При этом вопросы оптимизации технологических параметров 3D-печати, в частности, влияния толщины слоя на прецизионность навигационных шаблонов, и сохранения прочностных характеристик материалов после обязательного этапа стерилизации остаются малоизученными, что затрудняет разработку стандартизированных протоколов для клинической практики.

Цель исследования

Научное обоснование выбора оптимальной толщины слоя стереолитографической 3D-печати навигационных хирургических шаблонов и

оценка физико-механических характеристик после их стерилизации автоклавированием.

Задачи исследования

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Провести сравнительный анализ физико-механических характеристик образцов из фотополимерных материалов с различной толщиной слоя 3D-печати после их стерилизации автоклавированием.
2. Определить влияние толщины слоя стереолитографической 3D-печати на физико-механические характеристики навигационного хирургического шаблона из отечественного фотополимерного материала.
3. Провести сравнительный анализ влияния двух режимов стерилизации автоклавированием на физико-механические характеристики и микроструктуру образцов из фотополимерного материала, изготовленных с различной толщиной слоя 3D-печати.
4. Провести сравнительную оценку воспроизводимости навигационных шаблонов из фотополимерного материала при различной толщине слоя 3D-печати.
5. Разработать практические рекомендации по применению стереолитографической 3D-печати навигационных шаблонов и их стерилизации для обеспечения биобезопасности и точности дентальной имплантации.

Научная новизна исследования

Впервые проведена комплексная сравнительная оценка влияния толщины слоя стереолитографической 3D-печати (0,1 мм и 0,05 мм) на физико-механические характеристики навигационных хирургических шаблонов, изготовленных из отечественного фотополимерного материала. Установлено, что уменьшение толщины слоя 3D-печати с 0,1 мм до 0,05 мм обеспечивает статистически значимое повышение прочности и модуля упругости при изгибе готовых изделий, что позволяет достичь более высокой

механической надежности шаблонов при сохранении их геометрической точности.

Впервые проведен сравнительный анализ влияния режимов стерилизации автоклавированием (134°C и 121°C) на физико-механические характеристики и микроструктуру лабораторных образцов, изготовленных из фотополимерного материала с разной толщиной слоя 3D-печати, и установлены различия в характере поверхностных изменений в зависимости от режима автоклавирования.

Впервые установлен дифференцированный характер влияния толщины слоя 3D-печати на воспроизводимость различных геометрических параметров навигационных шаблонов. Показано, что уменьшение толщины слоя обеспечивает максимальную стабильность диаметров направляющих отверстий, тогда как основные геометрические характеристики воспроизводятся с высокой точностью в обоих исследуемых режимах 3D-печати.

Положения, выносимые на защиту

1. Дифференцированный подход к выбору толщины слоя 3D-печати при изготовлении навигационных хирургических шаблонов в зависимости от клинической ситуации, а также режима их стерилизации автоклавированием позволяет повысить прогнозируемость хирургического этапа дентальной имплантации.

2. Толщина слоя 3D-печати оказывает дифференцированное влияние на точность и воспроизводимость навигационных хирургических шаблонов. Использование слоя 3D-печати 0,05 мм обеспечивает максимальную прецизионность диаметров направляющих отверстий, в то время как увеличение слоя до 0,1 мм сохраняет стабильность общих геометрических параметров навигационного шаблона.

Теоретическая и практическая значимость диссертационного исследования

Теоретическая значимость исследования заключается в расширении научных представлений о влиянии параметров толщины слоя 3D-печати на прецизионность и воспроизводимость навигационных шаблонов для дентальной имплантации. Доказана стабильность физико-механических характеристик отечественного фотополимеров при воздействии высоких температур и давления в процессе стерилизации автоклавированием.

Практическая значимость исследования заключается в расширении и внедрении оптимизированного цифрового протокола изготовления навигационных шаблонов, позволяющего при более доступных параметрах 3D-печати изготавливать навигационные шаблоны без потери клинически значимой точности в стандартных клинических ситуациях. Предложены критерии выбора толщины слоя печати: режим 0,05 мм рекомендован для сложных случаев (имплантация в эстетически значимой зоне, близость важных анатомических структур). Обоснована безопасность применения режима автоклавирования для шаблонов, изготовленных из исследуемого материала, что позволяет соблюдать санитарно-эпидемиологические нормы без риска деформации изделия.

Результаты исследования могут быть использованы в учебном процессе на кафедрах ортопедической и хирургической стоматологии, а также в практике зуботехнических лабораторий, специализирующихся на CAD/CAM технологиях.

Степень достоверности и апробация полученных результатов

Достоверность полученных результатов подтверждается достаточной репрезентативностью и объемом материала, использованием современных методов лабораторных испытаний. Статистическая обработка результатов исследования проведена в соответствии с принципами доказательной медицины.

Материалы диссертации были представлены на Всероссийской научно-практической конференции молодых ученых с международным участием «Актуальные вопросы стоматологии» в Федеральном государственном бюджетном учреждении дополнительного профессионального образования «Центральная государственная медицинская академия» Управления делами Президента Российской Федерации 15.04.2026.

Апробация диссертации проведена на совместном заседании сотрудников отдела дентальной имплантологии, отдела хирургической стоматологии и пародонтологии, отдела ортопедической стоматологии и гнатологии, отделения челюстно-лицевой хирургии, центра лучевой диагностики ФГБУ НМИЦ «ЦНИИС и ЧЛХ» Минздрава России 11.06.2026 г.

Внедрение результатов исследования

Результаты исследования внедрены в клиническую практику отдела дентальной имплантологии, отдела хирургической стоматологии и пародонтологии, отдела ортопедической стоматологии и гнатологии, отделения челюстно-лицевой хирургии, ФГБУ НМИЦ «ЦНИИС и ЧЛХ» Минздрава РФ и используются в обучении врачей-ординаторов, курсантов и аспирантов.

Личный вклад автора

Автор принимал непосредственное участие во всех этапах выполнения данного исследования: проанализировал научные данные последних лет по тематике исследования. Самостоятельно проводил лабораторные испытания и последующий анализ физико-механических характеристик образцов из фотополимерного материала с применением клинических и статистических методов исследования.

Публикации

По материалам исследования опубликовано 4 печатные работы, из них 4 в журналах, рекомендованных ВАК РФ

Объем и структура диссертации

Диссертационная работа изложена на 117 страницах компьютерного текста, состоит из введения, 4 глав, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и списка литературы. Список литературы содержит 113 источников, из них 5 отечественных и 108 иностранных авторов. Диссертационная работа иллюстрирована 18 рисунками и 12 таблицами.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Роль цифровых протоколов и аддитивных технологий в современной дентальной имплантации

Современная дентальная имплантология претерпела множество изменений, перейдя к мультидисциплинарному процессу функционально-эстетической реабилитации пациентов. Если ранее основным критерием успеха считалась остеоинтеграция как таковая, то сегодня фокус сместился в сторону долгосрочной стабильности результата, которая напрямую зависит от прецизионности позиционирования имплантата. Исследования последних лет доказывают, что неоптимальное положение имплантата является причиной значительной доли осложнений – от периимплантитов и убыли костной ткани до поломок ортопедических конструкций. Как отмечают D. Clark и соавторы, около 7 % всех осложнений в дентальной имплантологии так или иначе связаны с мальпозицией установленных структур, что подчеркивает критическую важность этапа планирования и реализации хирургического этапа [18].

Эволюция методов имплантации неразрывно связана с развитием диагностических и аддитивных технологий. Традиционный подход, при котором хирург полагается исключительно на анатомические ориентиры и собственный опыт, остается наиболее распространенным в силу своей доступности. Однако он же и наиболее вариабелен по исходам. Как показывают многочисленные сравнительные исследования, точность позиционирования при подобном подходе существенно уступает методам с применением компьютерных технологий. Так, по данным M. S. Block et al., среднее угловое отклонение при свободной технике может достигать 7,69°, а линейное отклонение на апикальном уровне – 2,51 мм, что в ряде клинических ситуаций (близость нижнелуночкового нерва, тонкий костный гребень) является критическим [11]. Столь высокая погрешность обусловлена не только

человеческим фактором, но и невозможностью полноценно контролировать все три плоскости пространства одновременно.

Осознание данных ограничений стимулировало внедрение цифровых протоколов, которые минимизируют субъективную составляющую и позволяют перенести виртуальный план лечения в операционную с максимальной точностью. Сегодня мы наблюдаем ситуацию, в которой такие цифровые технологии, как лучевая диагностика в формате конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ), внутриротовое сканирование и программное обеспечение для виртуального планирования, стали неотъемлемой частью повседневной практики. Появление аддитивных технологий (3D-печати) сделало возможным быстрое и экономически эффективное изготовление как диагностических, так и хирургических инструментов непосредственно в клинике или зуботехнической лаборатории.

Исторически первым и наиболее изученным методом компьютерного сопровождения стала статическая навигация. Ее суть заключается в создании физического направляющего устройства – хирургического шаблона, который, будучи зафиксированным на челюсти пациента, задает траекторию, угол и глубину препарирования костного ложа. Технология изготовления подобных шаблонов прошла путь от простых вакуум-формованных капп до высокоточных изделий, создаваемых методами стереолитографии или цифровой лазерной стереолитографии на основе данных КЛКТ и сканов моделей челюстей.

Принципиальное преимущество статической навигации заключается в ее детерминированности. После того как шаблон изготовлен и верифицирован, хирург получает жесткую механическую направляющую, которая физически ограничивает отклонение инструмента. Это особенно важно в ситуациях, требующих высокой прецизионности, например, при работе в узких межзубных промежутках или в непосредственной близости от жизненно важных анатомических структур. Мета-анализы, обобщающие данные многочисленных исследований, подтверждают высокую точность метода. Так,

согласно А. Tahmaseb и соавторам, среднее отклонение на уровне коронального отдела имплантата при использовании статических шаблонов варьирует от 1,04 до 1,45 мм, а угловое отклонение составляет около 4°, что значительно превосходит показатели свободной техники [97, 98].

Однако, несмотря на доказанную эффективность, статическая навигация не лишена недостатков, которые ограничивают ее универсальность. Основной проблемой остается невозможность интраоперационной коррекции. План, заложенный в шаблон, является окончательным, и любая ошибка на этапе планирования, неточность фиксации шаблона или его деформация неизбежно приводят к погрешности позиционирования. Как подчеркивают J. Gargallo-Albiol et al., жесткость шаблона, будучи его основным достоинством, одновременно является и главным ограничением, лишая хирурга возможности адаптироваться к неожиданным изменениям анатомической ситуации, например, к обнаружению участка низкой плотности кости или наличию поднутрений [33, 34].

Кроме того, использование полноразмерных шаблонов создает ряд технических сложностей. Они ограничивают обзор операционного поля, затрудняют подачу охлаждающей жидкости к режущим инструментам, что может привести к перегреву кости и нарушению остеоинтеграции. У пациентов с ограниченным открыванием рта работа через шаблон может быть крайне затруднительной или вовсе невозможной. Не менее важным фактором является и опора шаблона. Наибольшую точность демонстрируют шаблоны с опорой на зубы, однако в клинических ситуациях с концевыми дефектами или полной адентией их стабильность снижается, что ведет к микроподвижности и, как следствие, снижению точности.

Российские исследователи М. А. Чугурян и И. В. Степанов в своей работе, посвященной одномоментной имплантации, убедительно демонстрируют клинические преимущества использования 3D-шаблонов. По их данным, применение направляющих шаблонов позволило сократить

продолжительность операции на 30 %, полностью исключить необходимость в разрезах и отслойке слизисто-надкостничного лоскута (что снизило инвазивность вмешательства и послеоперационный болевой синдром), а также добиться более высоких показателей первичной стабильности имплантатов. Коэффициент стабильности имплантатов в группе с навигацией был на 3–17 единиц выше, чем в контрольной группе, что напрямую коррелирует с более благоприятным прогнозом остеоинтеграции [5]. Эти данные подчеркивают, что статическая навигация является методом, делающий хирургию более щадящей и предсказуемой.

В ответ на ограничения статических систем активно развивалось направление динамической навигации. Принцип работы таких систем принципиально иной: вместо физического ограничителя используется оптическое слежение за положением хирургического инструмента относительно анатомических структур пациента с отображением данной информации на экране монитора в режиме реального времени. Главное и неоспоримое преимущество динамической навигации – это возможность постоянного визуального контроля и, что важнее, интраоперационной коррекции траектории. Хирург видит на экране виртуальную модель челюсти, запланированное положение имплантата и реальное положение бора, что позволяет вносить коррективы по ходу препарирования, адаптируясь к плотности кости или изменяя угол наклона, если это диктуется клинической необходимостью. Подобная гибкость особенно ценна в сложных анатомических условиях, например, при необходимости обойти нижнечелюстной канал или при работе на атрофированной челюсти. В отличие от статического шаблона, который требует повторного изготовления в случае изменения плана, динамическая система позволяет адаптировать тактику мгновенно.

Кроме того, динамическая навигация обеспечивает лучший доступ и обзор. Современные исследования демонстрируют высокую точность метода. L. V. Stefanelli et al. в своем исследовании сообщают о среднем отклонении на

входе 0,71 мм и угловом отклонении $2,26^\circ$, что сопоставимо с лучшими показателями статической навигации [91]. D. Wu и соавторы также подтверждают, что динамическая навигация является эффективным методом повышения точности имплантации, хотя их результаты несколько скромнее (отклонение на входе 1,36 мм) [98, 110].

Однако у динамической навигации есть и свои недостатки. Хирург вынужден постоянно переводить взгляд с операционного поля на экран монитора, что требует значительного когнитивного напряжения и специальной, что не только увеличивает утомляемость, но и создает риск потери контроля над инструментом в критические моменты. Как отмечают L. Liu и соавторы, данное ограничение может негативно сказываться на стабильности хирургического процесса и повышать риск ошибок [62].

Другим важным аспектом является наличие кривой обучения. Освоение динамической навигации требует времени и практики. T. M. Sun et al. показали, что стабилизация результатов и выход на плато точности достигаются лишь после установки не менее 15 имплантатов с использованием системы [95, 96]. На начальном этапе точность позиционирования может существенно уступать статическим шаблонам, что необходимо учитывать при внедрении метода в клиническую практику. Высокая стоимость оборудования и необходимость соблюдения жестких условий для работы оптики (отсутствие бликов, прямая видимость маркеров) также являются сдерживающими факторами для широкого распространения технологии.

Стремление нивелировать недостатки динамической навигации привело к закономерному синтезу технологий: интеграции систем оптического слежения с устройствами отображения информации непосредственно в поле зрения хирурга – так называемой технологии дополненной реальности. Данные методы позволяют преодолеть разрыв между реальным операционным полем и виртуальным планом, проецируя трехмерное изображение непосредственно на область вмешательства.

Коллектив авторов под руководством Н. N. Mai провел первый систематический обзор и мета-анализ, посвященный точности навигации с дополненной реальностью в имплантологии. Их выводы оптимистичны: среднее линейное отклонение при использовании систем дополненной реальности составляет 0,90 мм, а угловое – 3,96°, что сопоставимо со статической навигацией и достоверно выше, чем при работе «свободной рукой» или с традиционными динамическими системами, требующими отвлечения на монитор [63].

Системы дополненной реальности, как правило, просто накладывают виртуальное изображение на реальную картинку. Смешанная же реальность, реализованная, например, в очках HoloLens, позволяет виртуальным объектам взаимодействовать с реальным миром – «закрепляться» за анатомическими структурами, менять размер и положение в зависимости от точки обзора хирурга. L. Liu et al. в своем пилотном исследовании продемонстрировали не только возможность создания такой системы, но и ее высокую эффективность. Авторы подчеркивают, что MR-навигация, обеспечивая голографическое отображение хирургических инструментов, зубного ряда и челюсти, позволяет хирургу буквально «видеть сквозь ткани» и контролировать траекторию препарирования без отвлечения от операционного поля [62].

Тем не менее, данная технология навигации находится на стадии активного развития и не лишена проблем. К ним относятся несовершенство алгоритмов регистрации (совмещения виртуальной модели с реальным объектом), задержки в обработке и отображении информации (лаг), ограниченное поле зрения некоторых устройств и эргономические сложности (вес очков, необходимость их стерилизации или использования стерильных чехлов). Группа S. Ochandiano представила интересный гибридный подход, при котором статический шаблон используется для стабильной фиксации реперных маркеров, а установка имплантатов проводится под контролем динамической навигации с финальной верификацией через приложение на смартфоне [70].

Звеном, соединяющим виртуальное планирование и физическую реализацию, являются аддитивные технологии (3D-печать). Именно они сделали возможным быстрое, точное и недорогое изготовление как статических хирургических шаблонов, так и вспомогательных элементов для динамической навигации [113]. Возможность печати биосовместимыми материалами открыла новые возможности в персонализации лечения.

В контексте статической навигации 3D-печать позволяет создавать шаблоны со сложной геометрией, точно повторяющей рельеф зубов или слизистой, что обеспечивает их стабильную и однозначную фиксацию. В работе J. R. Gonzalez Rueda et al., посвященной установке скуловых имплантатов, хирургические шаблоны были изготовлены методом стереолитографии из биосовместимой смолы, что позволило с высокой точностью перенести запланированное положение имплантатов в экспериментальную модель [36]. Хотя исследование и не выявило статистически значимых преимуществ навигации перед свободной техникой при установке сверхдлинных имплантатов (что авторы объясняют эффектом кривой обучения и конструктивными особенностями скуловых имплантатов), сам факт возможности прецизионного изготовления сложных шаблонов не вызывает сомнений.

Однако аддитивные технологии нашли применение далеко за пределами простого изготовления шаблонов. Они используются для создания реалистичных фантомов для предоперационного планирования и тренировки хирургов, что особенно актуально в онкологической реконструктивной хирургии и при работе в анатомически сложных зонах. S. Ochandiano et al. включили в свой протокол 3D-печать не только шаблонов, но и реперного маркера в форме куба с уникальным паттерном для трекинга камерой смартфона в системе дополненной реальности [70]. Этот пример иллюстрирует, как аддитивные технологии становятся неотъемлемой частью сложных гибридных протоколов.

Тем не менее, внедрение аддитивных технологий сопряжено с рядом методических трудностей. Точность итогового изделия зависит от множества факторов: качества исходных данных (разрешение КЛКТ, точность скана), настроек печати (ориентация модели, толщина слоя, температура), постобработки (промывка, полимеризация, удаление поддержек). Исследователи подчеркивают, что отклонения, возникающие на каждом из этих этапов, могут суммироваться и приводить к клинически значимым погрешностям. В связи с этим контроль качества напечатанных изделий являются обязательным условием их безопасного применения.

Наиболее ярко преимущества цифровых протоколов проявляются в сложных клинических ситуациях, где цена ошибки максимальна. К ним, безусловно, относятся пациенты после онкологических резекций с реконструкцией челюстей свободными лоскутами. Деформированная анатомия, рубцовые изменения мягких тканей, ограничение открывания рта и последствия лучевой терапии создают уникальные вызовы для хирурга-имплантолога. В этих условиях традиционные подходы часто оказываются малоэффективными или неприменимыми.

Группа S. Ochandiano представила уникальный опыт компьютерного сопровождения имплантации у 11 пациентов. Исследователи прошли путь от использования нестабильных силиконовых шаблонов для динамической навигации (что привело к неудовлетворительной точности и даже вынужденному переходу на свободную технику в одном случае) к созданию жестких, напечатанных на 3D-принтере шаблонов с опорой на зубы. Данные шаблоны выполняли двойную функцию: служили стабильной платформой для крепления реперных маркеров и содержали направляющие втулки для препарирования. Сочетание стабильной регистрации (за счет жесткой фиксации шаблона) и гибкости динамической навигации (возможность коррекции траектории) позволило авторам достичь точности, сопоставимой с показателями у здоровых пациентов [70].

Другим примером сложной локализации является установка скуловых имплантатов. Исследование J. R. Gonzalez Rueda et al., проведенное на фантомных моделях, показало, что, вопреки ожиданиям, компьютерная навигация (как статическая, так и динамическая) не всегда превосходит свободную технику по точности. Авторы связывают это с несколькими факторами: во-первых, с крутой кривой обучения, когда оператор, последовательно устанавливая имплантаты, приобретал опыт и к моменту работы в контрольной группе действовал наиболее точно. Во-вторых, с конструктивными особенностями самих имплантатов и сложностью их аккуратного позиционирования даже при наличии направляющих. Данное исследование служит напоминанием о том, что технология требует методичного освоения, понимания ее ограничений и, что немаловажно, учета специфики конкретной клинической задачи [36].

Проведенный анализ литературы позволяет сформулировать несколько ключевых тенденций и проблем современного этапа развития цифровых протоколов в дентальной имплантации.

Во-первых, очевидна поступательная тенденция по переходу от жестких, детерминированных методов (статическая навигация) к более гибким, интеллектуальным системам, предоставляющим хирургу информацию и свободу принятия решений, но требующим от него более высокого уровня подготовки (динамическая навигация, AR/MR). Статическая навигация остается основным методом лечения в стандартных ситуациях, обеспечивая прогнозируемый результат при относительно невысоких затратах и простом обучении. Динамическая навигация становится методом выбора в сложных анатомических условиях, где важна адаптивность. Во-вторых, проблемой, фигурирующей во всех исследованиях, является проблема регистрации и стабильности реперных точек. Будь то неточное прилегание статического шаблона или смещение реперной рамки при динамической навигации – именно ошибки на этом этапе вносят наибольший вклад в итоговую погрешность позиционирования. Опыт S. Ochandiano с заменой

силиконового шаблона на жесткий напечатанный наглядно демонстрирует то, как решение проблемы стабильности меняет точность всей системы [70]. В-третьих, несмотря на впечатляющие успехи, ни один из существующих методов не является универсальным и идеальным. Статические системы ограничены в гибкости. Динамические системы страдают от проблемы координации. Системы дополненной реальности пока остаются дорогими и технически сложными [70].

Аддитивные технологии в данном контексте выступают основой всей цифровой экосистемы, позволяя с высокой степенью персонализации и воспроизводимости создавать как хирургические направляющие, так и сложные инструменты для калибровки и регистрации. Именно 3D-печать делает возможным переход от массового производства стандартных решений к индивидуальному изготовлению инструментов под конкретную анатомию пациента. Дальнейшее развитие технологий, несомненно, будет направлено на углубление интеграции виртуального и реального, повышение степени автоматизации процессов (включая внедрение роботизированных систем) и снижение порога входа для практикующих врачей.

1.2. Влияние параметров 3D-печати на точность изготовления и воспроизводимость хирургических шаблонов

Эволюция цифровых протоколов в дентальной имплантации неразрывно связана с развитием аддитивных технологий. Возможность быстрого и относительно недорогого изготовления индивидуальных хирургических направляющих стала тем технологическим мостом, который позволил перенести виртуальную реальность компьютерного планирования непосредственно в операционную. Однако если точность систем оптической навигации и программного обеспечения для планирования постоянно совершенствуется и уже достигла высоких показателей, то точность финального навигационного шаблона остается местом, которое может нивелировать все преимущества цифрового протокола.

Клинический опыт показывает, что спланированное положение имплантата может быть реализовано с погрешностью, если хирургический шаблон не обладает достаточной жесткостью, точно не прилегает к опорным тканям или деформируется в процессе стерилизации или операции. Данная проблема особенно остро стоит при работе с обширными дефектами зубных рядов, когда шаблон имеет большую протяженность и опирается только на дистально расположенные зубы, что создает условия для его микроподвижности и изгибающих деформаций [6]. Таким образом, параметры аддитивного производства становятся факторами, определяющими конечный клинический результат.

Современный рынок аддитивных технологий предлагает широкий спектр методов, пригодных для изготовления хирургических шаблонов. Наиболее распространенными в медицинской практике являются технологии стереолитографии (SLA) и ее разновидность – лазерная стереолитография (Digital Light Processing, DLP), а также метод послойного наплавления (Fused Deposition Modeling, FDM) и струйной печати фотополимерами (PolyJet,

MultiJet Printing). Каждая из технологий имеет свои особенности, напрямую влияющие на качество и точность конечного изделия.

Для изготовления хирургических шаблонов чаще применяется стереолитографическая 3D-печать. Принцип метода заключается в послойном отверждении жидкого фотополимера лазерным лучом или ультрафиолетовым излучением, что обеспечивает высокую детализацию и гладкость поверхности, что критически важно для точного прилегания шаблона к зубам или слизистой. Исследования, в которых использовались SLA-принтеры для создания направляющих, неизменно демонстрируют клинически приемлемую точность. Например, в работе S. Ochandiano et al. шаблоны, напечатанные методом стереолитографии из биосовместимой смолы Formlabs BioMed Clear, обеспечили стабильную фиксацию и высокую прецизионность позиционирования даже в сложных анатомических условиях у онкологических пациентов [70].

Однако, как подчеркивают J. R. Gonzalez Rueda и соавторы, точность итогового изделия зависит от множества настроек печати [36]. При стереолитографической печати критическое значение имеет ориентация модели на платформе. Размещение шаблона под углом требует печати поддерживающих структур, которые после удаления могут оставлять неровности на посадочной поверхности. Кроме того, усадка фотополимера в процессе полимеризации может приводить к геометрическим искажениям, особенно в крупных конструкциях.

В противовес SLA (стереолитография), технология PolyJet (струйная печать) формирует изделие путем послойного напыления фотополимера с одновременным отверждением ультрафиолетовой лампой. Данная технология позволяет печатать модели с использованием двух типов материалов одновременно – модельного и поддерживающего. Поддерживающий материал легко удаляется водой или механически, что позволяет создавать сложные геометрии без риска повреждения поверхности. Однако, как показывает практика, стоимость таких принтеров и расходных материалов выше, а сам

процесс постобработки (удаление поддерживающего геля) требует тщательности, чтобы не повредить тонкие стенки направляющих.

Технология FDM (метод послойного наплавления), основанная на послойном расплавлении и укладке полимерной нити, значительно менее точна для хирургических целей из-за слоистой структуры и относительно низкого разрешения. Хотя современные FDM-принтеры с малым диаметром сопла могут печатать с высоким качеством, получаемые поверхности часто требуют дополнительной механической обработки, что недопустимо для прецизионных хирургических шаблонов, где каждый микрон посадки имеет значение.

Анализ тенденций показывает, что в профессиональной имплантологической практике доминируют технологии фотополимерной печати (SLA, DLP, PolyJet) благодаря их способности создавать гладкие, биосовместимые и точные изделия. Выбор между ними часто диктуется экономической целесообразностью и доступностью, но с инженерной точки зрения основным становится не столько сам метод, сколько корректность выбранных параметров печати для конкретной клинической задачи.

Процесс превращения цифрового STL-файла в физический шаблон сопряжен с рядом преобразований, каждое из которых может внести свою лепту в итоговую погрешность. Понимание этапов позволяет хирургу или технику целенаправленно влиять на качество изделия. Можно выделить три ключевых блока параметров: предпечатная подготовка, собственно печать, и постобработка.

Ориентация модели и поддержки. Данный этап во многом определяет конечную точность. Размещение шаблона на платформе таким образом, чтобы наиболее критичная поверхность (та, которая прилегает к зубам) была ориентирована вверх или под минимальным углом, позволяет избежать искажений от поддержек на этой поверхности. В исследовании по установке скуловых имплантатов, шаблоны печатались с автоматической ориентацией, что является стандартной процедурой [82]. Однако автоматическая

ориентация не всегда оптимальна: программа стремится минимизировать площадь, но может разместить модель так, что поддержки будут касаться именно окклюзионной накладки или направляющих втулок, что требует ручной коррекции.

Толщина слоя напрямую связана с разрешением и скоростью печати. Печать с меньшей толщиной слоя (например, 25 или 50 мкм) дает более гладкую поверхность и лучше передает мелкие детали, что критично для пассивного прилегания шаблона. Однако это увеличивает время печати и может повышать риск расслоения или дефектов из-за ошибок калибровки платформы. Печать с большей толщиной слоя (100 мкм и более) быстрее, но ступенчатость на наклонных поверхностях может создавать микро-зазоры между шаблоном и зубом, снижая стабильность фиксации. Клинические исследования подтверждают, что для хирургических шаблонов предпочтительна печать с толщиной слоя не более 50-60 мкм.

Завершающий этап не менее важен, чем сама печать. Для фотополимерных технологий он включает промывку в изопропиловом спирте для удаления остатков жидкого полимера и окончательное отверждение в ультрафиолетовой камере. Нарушение времени или режима промывки может привести к изменению геометрии материала. Недостаточное отверждение оставляет материал мягким и подверженным деформациям, в то время как избыточное может сделать его хрупким. В работе Gonzalez Rueda et al. особо подчеркивается, что использованный 3D-принтер (Objet30 OrthoDesk) фотоотверждает материал в процессе печати, что исключает необходимость дополнительного отверждения в печи, но требует тщательной промывки водой с пищевой содой для удаления поддерживающего геля [36]. Пример иллюстрирует, что каждый тип принтера и материала требует соблюдения своего протокола постобработки, заложенного производителем, и любые отклонения могут критически сказаться на точности.

Выбор материала для печати определяет точность, безопасность, и функциональность изделия. Требования к материалу хирургического шаблона

включают биосовместимость (отсутствие токсического, раздражающего или аллергенного действия на слизистую), достаточную механическую прочность для удержания формы при давлении сверла, жесткость для предотвращения изгибающих деформаций, а также стабильность размеров при стерилизации (автоклавировании или химической обработке).

Большинство производителей предлагают специальные линейки биосовместимых фотополимерных смол, сертифицированных для кратковременного контакта со слизистой оболочкой (например, класс IIa по медицинской классификации). К подобным материалам относятся уже упомянутые BioMed Clear (Formlabs), MED610 (Stratasys) и аналоги других брендов [39]. Данные материалы, как правило, обладают высокой жесткостью и модулем упругости, что позволяет изготавливать шаблоны с тонкими, но прочными стенками.

Однако, несмотря на сертификацию, поведение различных смол в клинических условиях может различаться. Важным аспектом является также совместимость материала с методами стерилизации. Хирургический шаблон должен быть стерильным. Наиболее распространенный метод – химическая стерилизация (газовая, плазменная) или стерилизация в автоклаве (паром под давлением). Высокие температуры и давление в автоклаве могут вызвать деформацию или изменение свойств некоторых фотополимеров. Поэтому перед использованием новой смолы необходимо убедиться, что она выдерживает выбранный метод стерилизации без изменения геометрии. В некоторых протоколах, как у S. Ochandiano, для вспомогательных элементов (например, кубических маркеров для AR) использовался PLA, стерилизованный этиленоксидом при низкой температуре, что подчеркивает необходимость адаптации метода стерилизации к материалу.

Таким образом, выбор материала – это компромисс между механическими свойствами, точностью печати, биосовместимостью и возможностью стерилизации. Отсутствие четких стандартов и руководств по

выбору материала для конкретных клинических задач остается серьезной проблемой.

Важная причинно-следственная связь, которую необходимо установить, заключается в том, что погрешности изготовления шаблона напрямую трансформируются в погрешности позиционирования имплантата. Любое несоответствие между внутренней поверхностью шаблона и поверхностью опорных зубов или слизистой создает условия для микроподвижности. Данная подвижность, в свою очередь, приводит к отклонению направляющей втулки от запланированной траектории во время препарирования.

Исследования, сравнивающие точность статической навигации в зависимости от типа опоры доказывают, что зубодесневые и костные шаблоны менее точны, чем зубные. Однако и среди зубных шаблонов могут быть значительные вариации, обусловленные именно качеством их изготовления. Если шаблон напечатан с искажением в области опорных зубов, то при наложении он будет либо балансировать, либо требовать чрезмерного усилия для фиксации, что может привести к смещению мягких тканей и изменению положения шаблона относительно кости.

Клинический пример из работы S. Ochandiano демонстрирует данный тезис. Авторы начали с использования нестабильных силиконовых шаблонов для удержания реперных маркеров, что привело к высокой потере точности. Переход на жесткие, изготовленные на 3D-принтере шаблоны коренным образом изменил ситуацию, позволив достичь точности, сопоставимой с показателями здоровых пациентов [70]. Напечатанный шаблон, благодаря прецизионному прилеганию к зубам, обеспечил стабильность.

Исследование М. А. Чугуряна и И. В. Степанова также косвенно подтверждает важность качества изготовления. В группе с использованием 3D-шаблонов они наблюдали не только более высокую точность позиционирования, но и лучшие показатели первичной стабильности имплантатов [5]. Более высокая первичная стабильность является следствием

того, что костное ложе было сформировано именно там, где планировалось, в зоне с оптимальной плотностью кости.

Воспроизводимость – еще одна важнейшая характеристика. При производстве серии шаблонов для одного и того же пациента (например, при многоэтапном лечении или для разных хирургических этапов) или при сравнительных исследованиях крайне важно, чтобы каждый экземпляр был идентичен предыдущему. Колебания параметров печати (температуры в камере, вязкости смолы, степени износа лазера) могут приводить к вариабельности результатов, что создает проблему для мультицентровых исследований и стандартизации протоколов.

Анализ литературы позволяет выявить несколько тенденций и одновременно нерешенных проблем в области аддитивного производства хирургических шаблонов. Цифровые протоколы все чаще требуют создания многофункционального устройства. Шаблон может одновременно служить направляющей для бора, платформой для крепления реперных маркеров для динамической навигации и даже держателем маркера для дополненной реальности [71]. Тенденция требует от аддитивных технологий еще более высокой точности и возможности интеграции различных элементов в единую конструкцию.

С ростом доступности 3D-печати также остро встает проблема контроля качества на местах. В отличие от централизованного производства, где каждый шаблон проходит строгий контроль, в условиях клиники или лаборатории такой контроль часто отсутствует. Разработка простых и доступных методов верификации напечатанных шаблонов (например, сканирование напечатанного изделия и сравнение с исходной STL-моделью) является насущной необходимостью.

Влияние различных методов стерилизации на геометрическую точность и механические свойства материалов изучено недостаточно. Большинство производителей дают общие рекомендации, но клинические исследования редко включают контрольные измерения шаблонов после стерилизации.

Несмотря на совершенствование алгоритмов, полностью скомпенсировать усадку материала и внутренние напряжения, возникающие при печати, особенно в крупных или тонкостенных конструкциях, пока не удастся, что требует от оператора глубокого понимания процесса и, зачастую, интуитивного подхода к ориентации модели, что вносит субъективный фактор.

Хирургические шаблоны используются кратковременно. Однако развитие технологий ведет к появлению напечатанных временных ортопедических конструкций и даже постоянных ортопедических конструкций. Требования к материалам для этих целей неизмеримо выше, и исследования в этой области только начинаются.

Аддитивные технологии являются важнейшим звеном в цепи цифрового протокола имплантации. Их возможности и ограничения напрямую определяют клинический успех. Точность позиционирования имплантата, достигаемая в ходе навигационной хирургии, является результирующей величиной, в которую свой вклад вносят точность КЛКТ, точность планирования, точность регистрации и, наконец, точность изготовления самого шаблона. Пренебрежение любым из этих этапов, особенно последним, может свести на нет все остальные усилия.

Во-вторых, не существует единственного «правильного» набора параметров печати. Выбор технологии (SLA, PolyJet), материала, толщины слоя, ориентации и режимов постобработки должен определяться конкретной клинической задачей. Для простого шаблона с опорой на несколько зубов в переднем отделе допустимы одни параметры, для протяженного шаблона с опорой на дистальные зубы или слизистую – совершенно иные.

В-третьих, критически важной проблемой, выявленной при анализе источников, является стабильность и жесткость шаблона. Именно механическая нестабильность, а не просто геометрическая неточность, является основной причиной клинически значимых отклонений. Поэтому приоритетом при проектировании и изготовлении шаблона должно быть

обеспечение его неподвижной фиксации на опорных тканях на протяжении всего хирургического этапа.

Наконец, наблюдается четкая тенденция к усложнению конструкций шаблонов, которые становятся носителями реперных элементов для гибридных навигационных систем [15, 103], что предъявляет новые требования к точности позиционирования этих элементов относительно анатомических структур и друг друга. Аддитивные технологии, благодаря своей гибкости, идеально подходят для решения этих задач, но одновременно требуют разработки новых методов контроля качества и калибровки.

1.3. Изменение физико-механических свойств фотополимерных материалов при изменении толщины слоя 3D-печати

Развитие цифровой стоматологии и, в частности, имплантологии, неразрывно связано с совершенствованием методов аддитивного производства. Хирургические шаблоны, являясь важнейшим звеном в переносе виртуального плана лечения в операционную, должны обеспечивать не только анатомическую точность позиционирования, но и структурную надежность в условиях реального хирургического вмешательства [48, 61]. За последние годы был накоплен значительный объем данных, подтверждающих клиническую эффективность использования статических навигационных систем [92]. Однако инженерные аспекты прочности и стабильности самих направляющих конструкций, определяемые параметрами печати и свойствами исходных полимеров, изучены в меньшей степени.

В клинической практике стоматолог - хирург- нередко сталкивается с ситуацией, когда изготовленный шаблон деформируется или даже разрушается под нагрузкой в процессе сверления костного ложа. Особенно остро эта проблема стоит при работе в областях с ограниченным обзором и доступом, а также при использовании шаблонов с малой толщиной стенок, продиктованной анатомическими особенностями пациента или стремлением к

минимизации дискомфорта. Как отмечают Лосев Ф.Ф. и соавторы, «успех хирургического этапа имплантации с использованием шаблонов зависит не только от точности переноса данных планирования, но и от стабильности фиксации самого шаблона и его способности противостоять рабочим нагрузкам» [2].

В связи с этим возникает необходимость глубокого анализа влияния технологических параметров 3D-печати, в первую очередь толщины слоя, на итоговые физико-механические характеристики фотополимерных материалов, из которых изготавливаются шаблоны. Современные методы 3D-печати хирургических шаблонов, такие как стереолитография и технология жидкокристаллического дисплея, основаны на послойной полимеризации жидкой фотополимерной смолы под действием света определенной длины волны [78]. Важным параметром, определяющим как скорость построения, так и внутреннюю структуру и, следовательно, свойства готового изделия, является толщина одного слоя (layer height).

Влияние этого параметра на качество шаблона имеет двоякую природу. С одной стороны, уменьшение толщины слоя (например, с 100 до 50 мкм и менее) традиционно ассоциируется с повышением разрешающей способности метода и улучшением качества поверхности, что критически важно для точного прилегания шаблона к зубным рядам или слизистой оболочке [66, 109]. Более гладкая поверхность обеспечивает лучшую фиксацию и снижает риск микроподвижности направляющей втулки в процессе остеотомии.

С другой стороны, как показывают современные исследования, уменьшение толщины слоя приводит к изменению кинетики фотополимеризации и формированию более выраженной анизотропной структуры материала. Каждый новый слой полимеризуется на поверхности предыдущего, и прочность сцепления между слоями (межслоевая адгезия) становится фактором, лимитирующим общую прочность изделия. В работах, посвященных постобработке напечатанных изделий, подчеркивается, что именно межслойные границы являются зонами концентрации напряжений

[88]. Саркисов Д.С. с соавторами в своем численном исследовании напряженно-деформированного состояния хирургических шаблонов убедительно демонстрируют, что приложение нагрузки в 30 Н, моделирующее усилие хирурга при сверлении, вызывает в материале шаблона сложное поле напряжений, характер распределения которого напрямую зависит от геометрии конструкции [3, 4].

Проведенный анализ двух вариантов конструкций (автоматически сгенерированной и модифицированной) из материалов FormLabs Dental SG Resin и отечественного HARZLabs Yellow Clear PRO показал, что значения напряжений в опасных зонах, которыми часто являются тонкие перемычки и места вокруг направляющих втулок, сопоставимы для разных материалов при одинаковой геометрии [105], что косвенно свидетельствует о том, что структура базового полимера, сформированная в процессе печати, и окончательная степень полимеризации, определяет механическую надежность. Разница в расчетных перемещениях (деформациях) между материалами составила всего 7-8 %, что позволяет говорить о применимости отечественных материалов при условии корректной настройки параметров печати, включая толщину слоя.

Анализ литературы позволяет выявить прямую корреляцию между толщиной слоя и механическими характеристиками напечатанного шаблона. Увеличение толщины слоя, например, до 100 мкм и выше, сокращает время изготовления, но может приводить к образованию более грубой структуры с выраженными ступеньками на поверхности и, что более важно, к снижению прочности сцепления между слоями. Это обусловлено эффектом «ступенчатости», когда каждый последующий слой имеет меньшую площадь контакта с предыдущим при печати наклонных или изогнутых поверхностей, характерных для анатомических форм.

В контексте хирургической имплантации, где шаблон испытывает циклические и знакопеременные нагрузки при смене сверл различного диаметра, прочность межслоевых связей приобретает первостепенное

значение. Риск расслоения или фрагментации шаблона в процессе операции недопустим, так как это не только приводит к смещению оси сверления, но и создает угрозу оставления инородных тел в ране [13, 38]. Исследования, посвященные стерилизации изготовленных шаблонов, также выявили важный аспект: термическое и паровое воздействие в автоклаве способно инициировать релаксацию напряжений [57, 105]. Gandarilla N. с соавторами показали, что автоклавирование может приводить к искажению геометрии напечатанных направляющих, причем степень деформации зависит как от материала, так и от параметров печати, включая толщину слоя [31]. Более толстые слои с меньшей степенью конверсии мономера могут быть более подвержены постполимеризационной усадке и деформациям в процессе стерилизации.

Клинически значимый вывод, который следует из работ по сравнительной точности шаблонов из разных принтеров [80, 111], заключается в том, что выбор оптимальной толщины слоя является компромиссом между геометрической точностью и механической прочностью. Применение ультратонких слоев (менее 25-30 мкм) в попытке достичь максимальной гладкости может привести к чрезмерно длительному времени печати и риску получения хрупкой структуры, неспособной выдержать клинические нагрузки. В то же время, использование слишком толстых слоев (более 100 мкм) ставит под сомнение точность прилегания шаблона к опорным тканям, что, по данным D'haese J. и соавторов, является одной из ключевых причин отклонений в позиционировании имплантатов, особенно на беззубой челюсти [23–26].

Нестабильность хирургического шаблона в процессе остеотомии, вызванная его недостаточной жесткостью или деформацией под нагрузкой, напрямую транслируется в снижение точности имплантации. В систематических обзорах и клинических исследованиях неоднократно подчеркивалось, что использование шаблонов с опорой на слизистую (mucosa-supported) сопряжено с большими отклонениями по сравнению с

зубодесневыми (tooth-mucosa supported) или опирающимися на зубы [9, 80, 111]. Причиной тому служит потенциальная деформация самого шаблона, который в данном типе конструкций часто имеет большую протяженность и меньшую жесткость.

Анализ работ, посвященных точности имплантации с использованием цифровых шаблонов [42], показывает, что одним из значимых факторов, влияющих на итоговое положение имплантата, является стабильность направляющей втулки. Любая деформация корпуса шаблона в процессе сверления приводит к изменению заданной оси, что подтверждается и результатами численного моделирования, где максимальные перемещения (деформации) наблюдаются именно в наиболее тонких и удаленных от точек фиксации участках шаблона. Авторы исследования приходят к выводу о необходимости инженерного усиления конструкции (вариант 2) для минимизации этих перемещений под нагрузкой [75].

Важно понимать, что даже незначительные упругие деформации шаблона, возникающие в момент приложения усилия хирургом, могут накапливаться и приводить к эффекту, при котором после снятия нагрузки (извлечения сверла) шаблон возвращается в исходное положение, а сформированное костное ложе уже не соответствует планируемой оси. Данный аспект редко учитывается в клинических исследованиях, фокусирующихся на сравнении конечных положений имплантатов по данным конусно-лучевой компьютерной томографии, однако он имеет принципиальное значение для понимания природы возникающих погрешностей.

Более того, нельзя рассматривать физико-механические свойства шаблона в отрыве от этапа его подготовки к операции. Химическая дезинфекция и, особенно, автоклавирование могут изменять модуль упругости и предел прочности полимера [29, 64, 100]. Исследование Labakoum B. с соавторами показало, что автоклавирование вызывает наиболее выраженные изменения физико-механических характеристик [54]. Таким

образом постполимеризация, шлифовка и стерилизация навигационного шаблона могут модифицировать его структуру и свойства, исходно заданные толщиной слоя и ориентацией модели при печати.

Обобщая проанализированные данные, можно констатировать наличие существенной проблемы в области применения аддитивных технологий в имплантологии – отсутствие единых, научно обоснованных протоколов выбора параметров печати в зависимости от клинической ситуации. Действующий ГОСТ Р 56924-2016 регламентирует общие требования к полимерным восстановительным материалам, но не учитывает специфику изделий, получаемых методом 3D-печати, и влияние таких параметров, как толщина слоя [50, 87].

Производители фотополимерных смол, как правило, предоставляют общие рекомендации по печати (диапазоны толщины слоя), однако эти рекомендации ориентированы на достижение оптимального качества поверхности и геометрической точности тест-объектов, а не на обеспечение механической надежности в специфических клинических условиях. В результате выбор толщины слоя и ориентации модели часто остается на усмотрение лаборанта или инженера, который может не обладать достаточными знаниями о биомеханике процесса имплантации, что порождает ряд клинических рисков. Риск фрагментации шаблона при использовании слишком тонких слоев или неоптимальной ориентации, что может потребовать извлечения инородного тела из раны. Риск нестабильности, когда шаблон не разрушается, но деформируется под нагрузкой, внося систематическую ошибку в позиционирование имплантата.

Риск несоответствия после стерилизации, когда геометрия шаблона изменяется после автоклавирования, делая его непригодным к использованию.

Перспективным направлением решения данной проблемы является внедрение методов численного моделирования напряженно-деформированного состояния в протокол цифрового планирования. Работа Саркисова Д.С. и соавторов [3, 4] демонстрирует практическую возможность

подобной оценки еще на этапе проектирования шаблона. Использование метода конечных элементов позволяет прогнозировать зоны концентрации напряжений и деформаций под нагрузкой, что дает возможность усилить конструкцию (увеличить толщину в критических зонах, изменить геометрию) до отправки модели на печать. Подобный подход, интегрирующий биомеханический анализ в цифровое планирование, позволяет перейти от эмпирического выбора параметров печати к научно обоснованному проектированию, гарантирующему точность и механическую надежность шаблона.

Резюмируя вышеизложенное, можно сделать вывод, что физико-механические свойства фотополимерных хирургических шаблонов являются важнейшим фактором, определяющим успех хирургического этапа имплантации. Толщина слоя печати выступает в роли фундаментального параметра, оказывающего противоречивое влияние: уменьшение слоя повышает геометрическую точность, но может снижать межслоевую прочность, делая конструкцию более чувствительной к нагрузкам и последующей стерилизации. Клинические исследования точности имплантации, как отечественные [21, 107], так и зарубежные [12, 46, 90], указывают на стабильность шаблона как на одно из условий минимизации отклонений. Однако зачастую стабильность рассматривается отдельно от технологии изготовления.

Современный уровень развития цифровой стоматологии требует комплексного подхода, интегрирующего знания из области материаловедения, инженерной механики и клинической имплантологии. Необходим переход от унифицированных настроек печати к персонализированному изготовлению хирургических шаблонов, основанному на численном анализе их поведения под нагрузкой с учетом выбранного материала и параметров аддитивного производства, включая толщину слоя. Только подобный подход позволит минимизировать риски интраоперационных осложнений и обеспечить предсказуемость результатов лечения, полностью реализуя потенциал

компьютерных технологий в имплантологии. Дальнейшие исследования должны быть направлены на разработку клинико-технологических протоколов, связывающих параметры печати с прогнозируемой механической надежностью для различных типов хирургических шаблонов.

1.4. Влияние стандартной процедуры стерилизации автоклавированием на физико-механические свойства образцов из фотополимерных материалов

Эволюция цифровой стоматологии, подробно рассмотренная в предыдущих разделах, привела к тому, что хирургические шаблоны, изготовленные методом фотополимерной 3D-печати, стали неотъемлемым компонентом протоколов статической навигации.

В клинической практике, согласно нормам гигиены и санитарии, все хирургические инструменты, включая навигационные шаблоны, должны быть подвергнуты стерилизационной обработке. Наиболее распространенным, надежным и экономически эффективным методом финальной стерилизации в большинстве стационаров и клиник является паровой метод в автоклаве (автоклавирование). Стандартные режимы автоклавирования предполагают воздействие высокой температуры (обычно 121–134°C), насыщенного пара и повышенного давления. Для материалов на полимерной основе, к которым относятся практически все фотополимерные смолы для 3D-печати, такое воздействие является экстремальным и потенциально деструктивным.

До настоящего времени в научной литературе вопросы влияния высокотемпературной стерилизации на физико-механические характеристики напечатанных шаблонов – их геометрическую точность, прочность, жесткость и стабильность размеров – не были рассмотрены. Однако именно этап стерилизации может вносить непредсказуемые коррективы, делая шаблон либо непригодным к использованию ввиду деформации, либо снижая его

механическую надежность, что чревато поломкой в самый ответственный момент хирургического вмешательства [84].

Геометрическая точность хирургического шаблона является его важнейшей характеристикой, напрямую определяющей пассивность посадки на опорные зубы или слизистую и, как следствие, точность позиционирования направляющих втулок. Изначально эта точность закладывается на этапах 3D-печати и пост-отверждения. Однако, как демонстрирует недавнее исследование N. Gandarilla и соавторов, процесс автоклавирования способен вызывать статистически и клинически значимые искажения геометрии напечатанных шаблонов [31].

Авторы провели сравнительный анализ искажений шаблонов, напечатанных из двух различных фотополимерных смол (Dental LT Clear и Surgical Guide), после стерилизации в автоклаве и химической дезинфекции. Результаты показали, что автоклавирование приводит к значительно большим деформациям по сравнению с химическими методами. Наиболее интересным и важным выводом стало то, что направление и величина искажений зависят от конкретного материала. Если шаблоны из смолы Dental LT Clear после автоклавирования систематически уменьшались в размерах (контракция), то образцы из Surgical Guide, напротив, демонстрировали тенденцию к увеличению (экспансия). Это наблюдение подчеркивает критическую важность индивидуального тестирования каждой марки фотополимера, а не слепого следования общим рекомендациям.

С клинической точки зрения, любое изменение размеров шаблона, превышающее допустимый порог, ведет к его нестабильной фиксации. Шаблон, «севший» после стерилизации, будет с трудом накладываться на зубной ряд, создавая напряжение в опорных тканях и рискуя сломаться. Шаблон, увеличившийся в объеме, будет «болтаться» на опорных зубах, что неизбежно приведет к его микроподвижности во время сверления и, как следствие, к отклонению оси препарирования от запланированной траектории.

Это согласуется с более широкими выводами, представленными в систематическом обзоре G. Dipalma et al., которые, анализируя общую эффективность хирургических шаблонов, подчеркивают, что их точность напрямую зависит от стабильности и жесткости материала. Любая деформация, возникшая на любом этапе – от печати до стерилизации и непосредственно хирургического вмешательства – негативно сказывается на клиническом исходе [27]. Таким образом, автоклавирование выступает не просто как финальный, а как один из ключевых и потенциально наиболее агрессивных факторов, влияющих на геометрическую предсказуемость навигационного протокола.

Помимо геометрических искажений, паровой метод стерилизации оказывает глубокое влияние на механические характеристики полимеров. Хирургический шаблон в процессе операции испытывает значительные нагрузки, особенно при сверлении плотной кости или при использовании шаблонов с опорой на ограниченное количество зубов. В таких условиях материал должен обладать достаточной прочностью, чтобы не разрушиться, и жесткостью (модулем упругости), чтобы минимизировать изгибные деформации, которые также приводят к отклонению инструмента.

Исследование В. Labakoum и соавторов, посвященное влиянию автоклавирования на шаблоны, изготовленные по технологии LCD, выявило существенное снижение их механической прочности после цикла стерилизации [54]. Авторы связывают это с деградацией полимерной сетки под воздействием высокой температуры и влаги. Этот процесс можно охарактеризовать как термическое старение или гидролитическую деструкцию, в ходе которой происходит разрыв части поперечных связей в полимере, что ведет к снижению его способности сопротивляться нагрузкам.

К аналогичным выводам приходят и российские исследователи под руководством Д.С. Саркисова. В своей работе, посвященной численному моделированию напряженно-деформированного состояния хирургических шаблонов, они подчеркивают важность использования в расчетах физико-

механических характеристик материалов именно после стерилизации [3, 4]. Авторы провели конечно-элементный анализ двух конструкций шаблонов (стандартной и усиленной) из разных материалов (зарубежного и отечественного) под нагрузкой 30 Н, имитирующей усилие сверления. Результаты показали, что уровень возникающих напряжений и перемещений (деформаций) напрямую зависит от геометрии шаблона, но для обоих материалов, прошедших стерилизацию, значения оказались сопоставимы. Это косвенно подтверждает, что сам процесс стерилизации унифицирует свойства различных фотополимеров, смещая акцент с выбора материала на оптимальность конструктивных решений. Усиленная конструкция продемонстрировала преимущество по перемещениям, что указывает на путь компенсации потери жесткости материала – через совершенствование дизайна шаблона.

Клинически снижение прочности и жесткости проявляется в риске поломки тонких элементов шаблона при наложении или его изгибе в области протяженного дефекта. М. А. Чугурян и И. В. Степанов в своей работе, демонстрируя преимущества использования шаблонов в одномоментной имплантации, отмечают повышение точности и снижение инвазивности, однако они не рассматривают отдельно фактор стерилизации [5]. Можно предположить, что достигнутые ими высокие показатели ISQ и точности могли бы быть еще выше при использовании материалов и режимов, минимально влияющих на жесткость шаблона.

Влияние автоклавирования не ограничивается макроскопическими изменениями формы и прочности. На микро- и нано-уровне в материале происходят процессы, которые могут влиять на его биосовместимость и поверхностные свойства. Исследование А. Jonsson et al., хотя и выполнено в контексте тканевой инженерии (орган-на-чипе), проливает свет на важный аспект: влажный автоклавный метод пост-обработки способен значительно улучшать биосовместимость напечатанных фотополимерных деталей [44]. Авторы показали, что обработка паром под давлением не только стерилизует

изделие, но и способствует вымыванию остатков токсичного мономера и фотоинициатора, которые могут присутствовать в материале даже после стандартной пост-полимеризации.

Это открытие имеет прямое отношение к хирургическим шаблонам. Хотя они контактируют со слизистой оболочкой кратковременно, потенциальное выделение остаточных химических веществ может вызывать местную токсическую или аллергическую реакцию. Таким образом, автоклавирование выполняет двойственную функцию: с одной стороны, оно может ухудшать механические свойства, а с другой – потенциально повышать биосовместимость за счет «экстракции» непрореагировавших компонентов. Однако остается открытым вопрос о том, как эти структурные перестройки (например, дополнительная сшивка или, наоборот, деструкция) коррелируют с изменением цвета и прозрачности материала, что может быть важно для визуального контроля припасовки шаблона.

В. Ersöz и соавторы исследовали влияние различных методов обработки поверхности на прочность сцепления напечатанных постоянных реставраций, но их выводы о модификации поверхности под воздействием химических или термических агентов могут быть экстраполированы и на хирургические шаблоны [30]. Изменение поверхностной энергии и шероховатости после автоклавирования может влиять на адгезию бактерий, хотя клиническое значение этого для одноразовых шаблонов, вероятно, невелико.

Суммируя данные литературы, можно с уверенностью утверждать, что стандартное автоклавирование является фактором, существенно влияющим на финальные свойства хирургических 3D-шаблонов. Это влияние многогранно и может проявляться в изменении геометрии, снижении механических показателей и, возможно, в непредсказуемом изменении биосовместимости. Перед клиницистом и зуботехнической лабораторией встает непростой выбор: какой путь минимизации рисков предпочесть?

Анализ работ N. Gandarilla [31] и M. Hassanpour [40] показывает, что существует несколько стратегий. Во-первых, поиск альтернативных методов

стерилизации. Химическая дезинфекция (например, с использованием глутарового альдегида или перекиси водорода) и плазменная стерилизация (пекиды) являются менее агрессивными для полимеров. Однако они могут быть более дорогими, длительными или не всегда доступными. Кроме того, химические методы также могут влиять на свойства материала, как показано в сравнительном исследовании [68, 99], но в меньшей степени. Во-вторых, разработка и отбор специализированных фотополимерных материалов, изначально предназначенных для выдерживания паровой стерилизации. Производители работают над улучшением термостабильности смол, вводя в их состав модифицирующие добавки. Работа Д.С. Саркисова и соавторов [3, 4] демонстрирует, что отечественные и зарубежные материалы после стерилизации ведут себя сходным образом, что говорит о возможности создания конкурентоспособных термостойких материалов на локальном рынке. В-третьих, вытекающая из работы – это оптимизация дизайна самого шаблона. Сознательное проектирование более жестких и прочных конструкций (утолщение стенок, введение ребер жесткости, оптимальное расположение опор) может скомпенсировать потерю механических свойств материала после стерилизации. Численное моделирование напряжений и деформаций позволяет еще на этапе проектирования выявить «слабые места» и усилить их, сделав конструкцию толерантной к воздействию автоклава.

Наконец, необходимым условием является строгий контроль качества на всех этапах. Как подчеркивается в обзоре G. Dipalma, хирургический успех зависит от цепочки факторов: качество визуализации, точность планирования, качество изготовления и стабильность шаблона во время операции [27, 56]. Верификация геометрии шаблона после стерилизации должна стать рутинной процедурой, позволяющей отбраковать деформированные экземпляры до их введения в операционную.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Характеристика исследуемого материала

Объектом исследования послужил отечественный фотополимерный материал Dental Yellow Clear PRO (HARZ Labs, Россия), предназначенный для изготовления навигационных хирургических шаблонов методом стереолитографической 3D-печати (Рисунок 1). Химический состав материала включает композицию на основе уретандиметакрилата (UDMA) – 50–70 %, полиэтиленгликольдиметакрилат (PEGDMA) – 30–50 %, а также модифицирующие добавки, в частности 2-гидроксипропилметакрилат (HEMA), фотоинициаторную систему, чувствительную к ультрафиолетовому излучению. Данный состав обеспечивает формирование после фотоотверждения плотно сшитой полимерной матрицы с высокими показателями прочности и эластичности [19, 41]. Материал характеризуется высокой точностью печати, прозрачностью, а также жесткостью и твердостью, что обеспечивает устойчивость готовых изделий к механическим воздействиям в процессе их клинического использования. Dental Yellow Clear Pro является биосовместимым материалом, соответствующим требованиям ГОСТ Р ИСО 10993, и сертифицирован для медицинского применения на территории Российской Федерации, о чем свидетельствует Регистрационное удостоверение на медицинское изделие № РЗН 2020/12007.



Рисунок 1. фотополимерный материал Dental Yellow Clear PRO (HARZ Labs, Россия)

Выбор данного фотополимера обусловлен его целевым назначением для печати хирургических шаблонов, в том числе, автоклавируемых, что соответствует строгим требованиям асептики и антисептики в стоматологической хирургической практике [76]. Немаловажными факторами стали его слабовыраженный запах и отсутствие вредных мономеров, что делает работу с материалом безопасной даже в условиях небольшой лаборатории без мощной вытяжной вентиляции [8].

2.2. Лабораторные методы оценки физико-механических характеристик и воспроизводимости образцов и навигационных шаблонов из фотополимерного материала.

2.2.1. Метод статического изгиба

Из фотополимерного материала изготовлены лабораторные образцы с номинальными размерами $(25,0 \pm 0,1) \times (2,0 \pm 0,1) \times (2,0 \pm 0,1)$ мм и навигационные шаблоны с различной толщиной слоя 3D-печати, часть образцов стерилизовалась автоклавированием (Рисунок 2, 3). Определение физико-механических характеристик проводилось методом статического

изгиба в соответствии с методиками ГОСТ Р 56924-2016 Стоматология. Материалы полимерные восстановительные, п. 7.11. Испытания выполнялись на универсальной испытательной машине Zwick/Roell Z010 (Zwick, Германия) (Рисунок 4).

Для выявления зон концентрации напряжений было также проведено испытание на изгиб навигационных шаблонов (Рисунок 5). Навигационные шаблоны разделены на 2 группы в зависимости от толщины слоя 3D-печати: 0,05 мм и 0,1 мм, по 10 шаблонов в каждой группе.

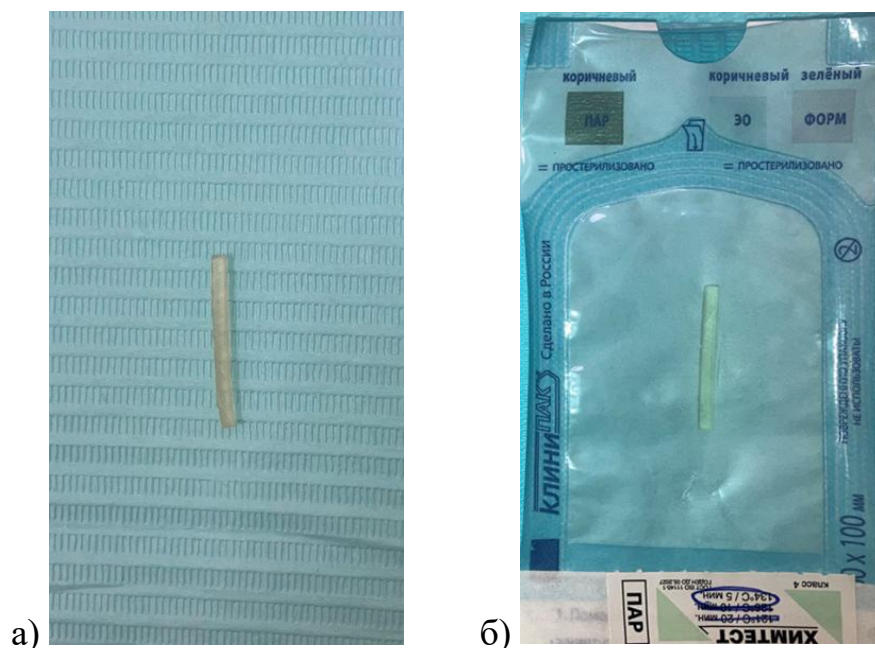


Рисунок 2. Образец из фотополимерного материала а) неавтоклавированный б) автоклавированный

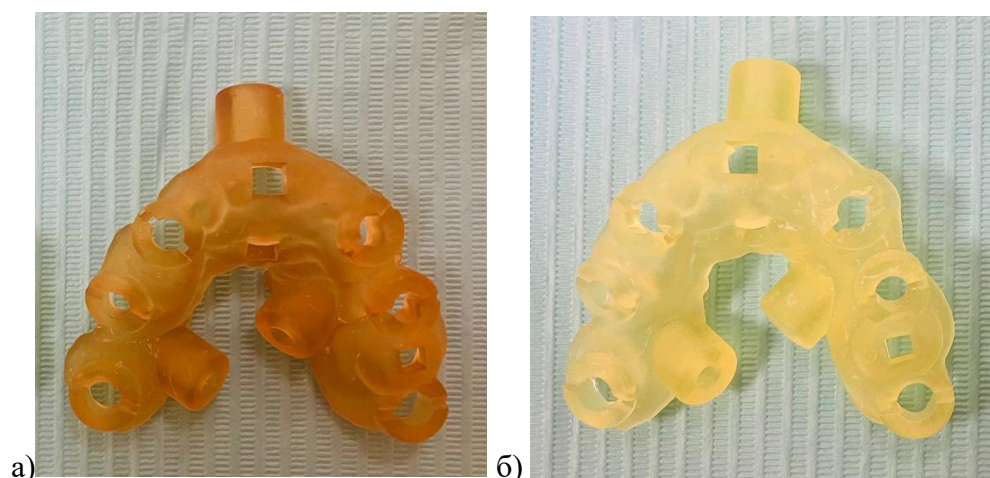


Рисунок 3. Навигационные шаблоны для дентальной имплантации с различной толщиной слоя 3D-печати а) 0,1 мм; б) 0,05 мм.

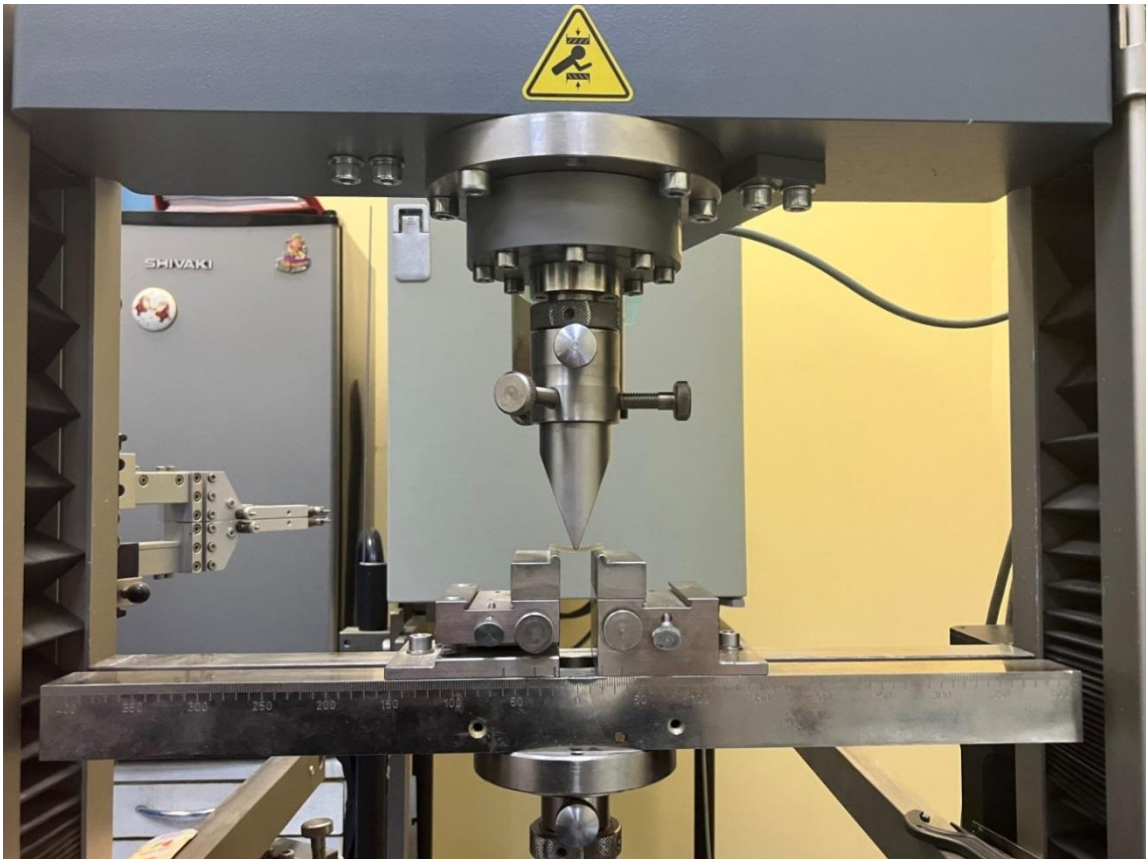


Рисунок 4. Устройство для трехточечного изгиба установленное в испытательной машине Zwick/Roell Z010 (Zwick, Германия).



Рисунок 5. Испытание на изгиб навигационного шаблона.

Печать образцов осуществлялась на стереолитографическом 3D-принтере Elegoo Saturn 12K ULTRA (Elegoo, Китай) (Рисунок 6) с

использованием двух значений толщины отдельного слоя: 0,1 мм и 0,05 мм. Точные фактические геометрические параметры каждого образца – ширина и толщина – контролировались с помощью цифрового микрометра перед проведением каждого испытания для корректного расчета [28, 94].



Рисунок 6. Стереолитографический 3D-принтер Elegoo Saturn 12K ULTRA (Elegoo, Китай).

Опытные группы образцов подвергались стандартной процедуре стерилизации в паровом автоклаве. Метод выбран как наиболее распространенный в стоматологической практике, обеспечивающий уничтожение микроорганизмов за счет сочетания высокой температуры, давления и насыщенного водяного пара [17, 104]. Обработка проводилась с целью оценки термо-влажностного воздействия на стабильность физико-механических свойств изделий. Образцы из обеих групп прошли полный цикл автоклавирования в стандартном режиме, регламентированном для стерилизации термостабильных стоматологических инструментов и изделий на автоклаве Vacuklav® 23 B+ (MELAG Medizintechnik, Германия) (Рисунок 7) при температуре 134 °C, давлении 2,2 бар; время экспозиции 5 минут.



Рисунок 7. Автоклав Vacuklav® 23 B+ (MELAG Medizintechnik, Германия).

Изготовленные образцы разделены на 4 группы: автоклавированные и неавтоклавированные образцы с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм ($n = 10$ в каждой), автоклавированные и неавтоклавированные образцы с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм ($n = 10$ в каждой) (Таблица 1).

Таблица 1. Распределение образцов по группам в зависимости от толщины слоя 3D-печати и стерилизации автоклавированием.

Группа №	Толщина слоя 3D-печати	Автоклавирование (Режим 132-135 °C)	Количество образцов (n)
1	0,05 мм	Неавтоклавированные	10
2	0,05 мм	Автоклавированные	10
3	0,1 мм	Неавтоклавированные	10
4	0,1 мм	Автоклавированные	10

Процедура механических испытаний заключалась в реализации схемы трехточечного изгиба с расстоянием между опорами 20 мм. Нагрузка прикладывалась к середине образца с постоянной скоростью перемещения траверсы 1,0 мм/мин до разрушения. В процессе нагрузки программно-аппаратный комплекс испытательной машины в режиме реального времени

регистировал зависимость «нагрузка-деформация». На основе полученных данных определены значения следующих параметров: прочность при изгибе (σ , МПа), модуль упругости при изгибе (E мод, МПа) и деформация (мм) до момента разрушения. Прочность при изгибе (МПа) вычислялась по формуле: $\sigma_{из} = \frac{3FL}{2bh^2}$, где F – нагрузка при разрушении образца, Н; L – расстояние между опорами, мм; b – ширина образца, измеренная непосредственно перед началом испытания, мм; h – высота образца, измеренная непосредственно перед началом испытания, мм.

Модуль упругости (МПа) вычислялся по формуле: $E = \frac{F_1 L^3}{4bh^3 d}$, где F_1 – нагрузка в области упругой деформации образца, выбранная на прямолинейном участке диаграммы «нагрузка – деформация», Н; d – деформация при выбранной нагрузке, мм.

2.2.2. Методы оценки влияния режимов автоклавирования на микроструктуру фотополимерного материала

Объектом исследования служили лабораторные образцы, изготовленные методом стереолитографической (SLA) 3D-печати из фотополимерной смолы Dental Yellow Clear PRO (HARZ Labs, Россия). Согласно спецификации производителя, материал представляет собой композицию на основе уретандиметакрилата (UDMA) и полиэтиленгликольдиметакрилата (PEGDMA) с добавлением фотоинициаторной системы. Все образцы имели форму дисков с номинальными размерами: радиус $(10,0 \pm 0,1)$ мм и толщина $(2,0 \pm 0,1)$ мм. После завершения все образцы подвергались стандартизированной постобработке, включающей промывку в изопропиловом спирте для удаления остатков неполимеризованной смолы, прогрев образцов в сушильном шкафу, чтобы снять напряжения, возникшие в процессе печати и финишное световое отверждение в ультрафиолетовой камере (УФ-камере) с длиной волны 405 нм в течение заданного

производителем фотополимера времени для достижения максимальной степени конверсии мономеров [93].

Из общего массива напечатанных образцов было сформировано шесть экспериментальных групп по 10 образцов в каждой. Группы различались толщиной слоя печати и режимом последующей паровой стерилизации. Контрольные группы составили образцы, не подвергавшиеся автоклавированию: группа I «0,1 мм контроль» (с толщиной слоя 0,1 мм) и группа IV «0,05 мм контроль» (с толщиной слоя 0,05 мм). Остальные группы после изготовления проходили процедуру паровой стерилизации в одном из двух исследуемых режимов.

Стерилизация образцов проводилась в паровом стерилизаторе (автоклаве) Vacuklav® 23 B+ (MELAG Medizintechnik, Германия), предназначенном для обработки медицинских изделий. Перед стерилизацией образцы помещались в индивидуальные стерилизационные пакеты, предназначенные для паровой стерилизации, что обеспечивало сохранение стерильности изделий после завершения цикла обработки. Выбор программ осуществлялся в соответствии с классификацией, представленной в руководстве пользователя для данной модели (начиная с версии программного обеспечения 5.15). Для исследования были отобраны два режима, наиболее часто используемые в клинической стоматологической практике для стерилизации термостабильных инструментов и изделий, включая различные полимерные материалы [112].

Первый режим соответствовал программным параметрам «Мягкая программа» («Soft program»), рекомендованной производителем для термолабильных изделий, в том числе из пластика и резины [52]. Согласно технической документации автоклава, данный цикл характеризуется температурой стерилизации 121°C и давлением 1 бар. Время стерилизационной выдержки, регламентированное встроенным программным обеспечением для данной модели, в соответствии с протоколом эксперимента, время выдержки было установлено равным 15 минутам. Данная модификация

была выполнена на уровне пользовательских настроек цикла и контролировалась по показаниям встроенных датчиков прибора, что позволило унифицировать условия обработки с ранее проведенными исследованиями [20]. Таким образом, фактический режим для группы II «0,1 мм 121°C» и группы V «0,05 мм 121°C» включал: температуру 121°C, давление 1,1 бар (для обеспечения стабильности процесса допускалось незначительное превышение табличного значения, не выходящее за пределы погрешности оборудования), и время выдержки 15 минут.

Второй режим, обозначенный как «стандартный» или «форсированный», воспроизводил параметры «Быстрой программы S» («Flash program S»). Данный цикл, согласно руководству пользователя, реализуется при температуре 134°C и давлении 2 бар с временем стерилизационной выдержки 5 минут [67]. В эксперименте использовались именно эти параметры, при этом фактическое давление в камере в процессе выдержки составляло 2,2 бар, что не противоречит техническим допускам оборудования и обеспечивает надежную стерилизацию. Таким образом, образцы группы III «0,1 мм 134°C» и группы VI «0,05 мм 134°C» были обработаны в режиме: температура 134°C, давление 2,2 бар, время выдержки 5 минут. Распределение испытуемых образцов по группам продемонстрировано в Таблице 2.

Таблица 2. Распределение испытуемых образцов в зависимости от толщины слоя 3D-печати и режима стерилизации автоклавированием.

Группа	Толщина слоя печати	Режим стерилизации автоклавированием	Количество, шт.
I	0,1 мм	Без автоклавирования	10
II	0,1 мм	Режим 121°C	10
III	0,1 мм	Режим 134°C	10
IV	0,05 мм	Без автоклавирования	10
V	0,05 мм	Режим 121°C	10
VI	0,05 мм	Режим 134°C	10

Морфологию поверхности образцов исследовали методом растровой электронной микроскопии с полевой эмиссией (FE-SEM) на микроскопе Hitachi Regulus8230 (Hitachi High-Tech, Япония). Съемку изображений проводили в режиме регистрации вторичных электронов (SE) при ускоряющем напряжении 8 кВ. Фрагменты образцов, случайным образом отобранные из каждой подготовленной группы, фиксировали на алюминиевых столиках-держателях диаметром 32 мм при помощи электропроводящего углеродного скотча [108]. Для предотвращения накопления поверхностного электрического заряда, улучшения эмиссии вторичных электронов и повышения контрастности РЭМ-изображений на поверхность образцов напыляли проводящий слой сплава золота с палладием (Au/Pd, 60/40 по массе, чистота 99,98 %) толщиной 10 нм методом магнетронного распыления, описанного в работе. Обработку полученных изображений выполняли в программе ImageJ 1.54g.

2.2.3. Метод оценки точности и воспроизводимости навигационных шаблонов при изменении толщины слоя 3D-печати

В основу исследования легли результаты анализа двух серий навигационных шаблонов для дентальной имплантации, изготовленных методом стереолитографической 3D-печати с различной заданной толщиной слоя. Первую серию составили 10 идентичных шаблонов, изготовленных с разрешением слоя 0,1 мм, вторую серию – также 10 шаблонов с толщиной слоя 0,05 мм.

Для обеих серий применялись: прозрачная линейка, электронный стоматологический микрометр, цифровой штангенциркуль, электронный курвиметр, глубиномер и измерительный калибр. [45, 72].

Программа измерений разработана для оценки важных с клинической и функциональной точек зрения параметров. Для каждого шаблона проводились замеры в пяти идентичных направляющих отверстиях, условно обозначенных в порядке расположения слева направо как «a», «b», «c», «d», «f». Измерялся внутренний диаметр данных отверстий с помощью цифрового штангенциркуля. Параллельно для каждого отверстия определялась высота его медиальной стенки электронным микрометром; точка замера строго фиксировалась в центре медиальной стенки каждого направляющего отверстия, что обеспечивало сопоставимость результатов для всех образцов.

Помимо характеристик направляющих отверстий, оценивались общеморфометрические показатели всего шаблона. Протяженность дуги, как уже упоминалось, определялась с помощью электронного курвиметра. Высота шаблона в его самой высокой точке замерялась цифровым штангенциркулем. Данная точка была анатомически привязана к уровню бугра первого премоляра, что гарантировало проведение замеров в идентичной зоне для всех десяти экземпляров [35, 81]. Также для оценки прочности и надежности конструкции определялась толщина стенки шаблона в области центральных резцов. Данное

измерение, требующее высокой точности, проводилось с помощью электронного микрометра.

Для статистической обработки результатов измерений рассчитывались среднее арифметическое значение, стандартное отклонение и доверительный интервал. Объем выборки для каждого параметра составил $n = 10$.

Все измерения выполнялись одним оператором в одинаковых условиях для минимизации субъективной погрешности. Основным принципом являлось соблюдение топографической идентичности точек замера на всех образцах. Это означало, что, например, высота направляющего отверстия «b» замерялась в строго одной и той же его точке на каждом из десяти шаблонов. Данный подход обеспечил высокую степень достоверности последующего сравнительного анализа [59, 102]. Обработка полученных численных данных заключалась в расчете максимального расхождения между минимальным и максимальным значением для каждого из измеряемых параметров внутри каждой серии. Данный показатель вариабельности и стал ключевым для оценки воспроизводимости технологии печати для двух различных режимов.

2.3. Метод статистической обработки данных

При оценке физико-механических характеристик обработка данных для каждой группы образцов включала расчет среднего арифметического значения, стандартного отклонения значения прочности при изгибе и значения модуля упругости при изгибе. Обработка численных результатов для оценки воспроизводимости навигационных шаблонов включала расчет среднего арифметического значения, стандартного отклонения и 95 % доверительного интервала для каждого измеряемого параметра. Для проверки статистической гипотезы о наличии значимых различий между группами применялся параметрический t-критерий Стьюдента для независимых выборок. Статистический анализ проведен с использованием специализированного программного обеспечения [10].

ГЛАВА 3. СОБСТВЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

3.1. Результаты испытания на изгиб образцов из фотополимерного материала и навигационных шаблонов с различной толщиной слоя 3D-печати

В современной дентальной имплантации успех хирургического вмешательства определяется точностью предоперационного планирования и реализацией виртуального протокола. Главным звеном, связывающим цифровую модель с анатомией пациента, выступает навигационный хирургический шаблон. Данное изделие, принимающее на себя всю полноту механической нагрузки должно обладать жесткостью, достаточной для того, чтобы исключить девиацию сверла под давлением хирургического наконечника [43, 79].

Однако физико-механические свойства полимерных изделий, получаемых методом стереолитографии, не являются постоянными. Они зависят от ряда технологических параметров: химического состава фотополимера, режимов постобработки, но, прежде всего, от условий послойного отверждения. В данном ряду толщина единичного слоя занимает особое место, выступая в роли одного из наиболее значимых регулируемых факторов, определяющих внутреннюю структуру и, следовательно, макроскопические характеристики материала.

В клинической практике сложилась устойчивая парадигма, согласно которой утончение слоя 3D-печати повышает качество и точность изделия. Однако данная аксиома требует всестороннего анализа, особенно в контексте последующей термической обработки, которой в обязательном порядке подвергаются хирургические инструменты [1, 86]. Стерилизация в паровом автоклаве обеспечивает биобезопасность и оказывает комплексное термо-влажностное воздействие на полимерную матрицу, что может нивелировать

преимущества высокого разрешения печати или, напротив, выявить скрытые дефекты структуры, сформированной при ускоренных режимах производства.

Целью данного этапа исследования является детальное изучение закономерностей влияния толщины слоя 3D-печати на прочностные характеристики образцов из фотополимерного материала, часть из которых прошла полный цикл стерилизации автоклавированием [32]. Задача исследования состоит в определении, является ли увеличение скорости печати и сокращение материальных затрат (за счет перехода со слоя 3D-печати 0,05 мм на 0,1 мм) оправданным или же оно влечет за собой критическое снижение механической надежности, делающее шаблон непригодным для безопасной работы.

При уменьшении толщины слоя происходит два важных процесса. С одной стороны, возрастает общее количество слоев и, соответственно, количество межслойных границ на единицу высоты изделия, что потенциально может создавать больше зон структурной неоднородности. С другой стороны, при печати более тонкими слоями (0,05 мм) ультрафиолетовое излучение способно глубже проникать в нижележащий слой, обеспечивая более полную степень конверсии мономера на границе раздела и, как следствие, более прочную химическую связь [60]. Кроме того, уменьшается выраженность «ступенчатого эффекта», что приводит к формированию более гомогенной и гладкой поверхности, менее подверженной концентрации напряжений при изгибе.

3.1.1. Результаты испытания на изгиб автоклавированных и неавтоклавированных образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм

Для испытания на изгиб изготовлены две серии образцов из фотополимерного материала с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм. Часть образцов прошла процедуру стерилизации автоклавированием (температура 134 °С, давление 2,2 бар; время экспозиции 5 минут), другая серия не подвергалась стерилизации, $n=10$ в каждой из групп. Исследование физико-механических свойств исследуемых образцов продемонстрировало влияние стерилизации автоклавированием на их прочностные характеристики и деформационное поведение (Рисунок 8).



Рисунок 8. Испытательный образец с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм на универсальной испытательной машине Zwick/Roell Z010.

Согласно данным исследования, воздействие автоклавирования на физико-механические свойства образцов статистически неразлично ($p < 0,05$). Данные лабораторных испытаний для образцов продемонстрированы на Рисунке 9 (неавтоклавированные образцы) и на Рисунке 10 (автоклавированные образцы).

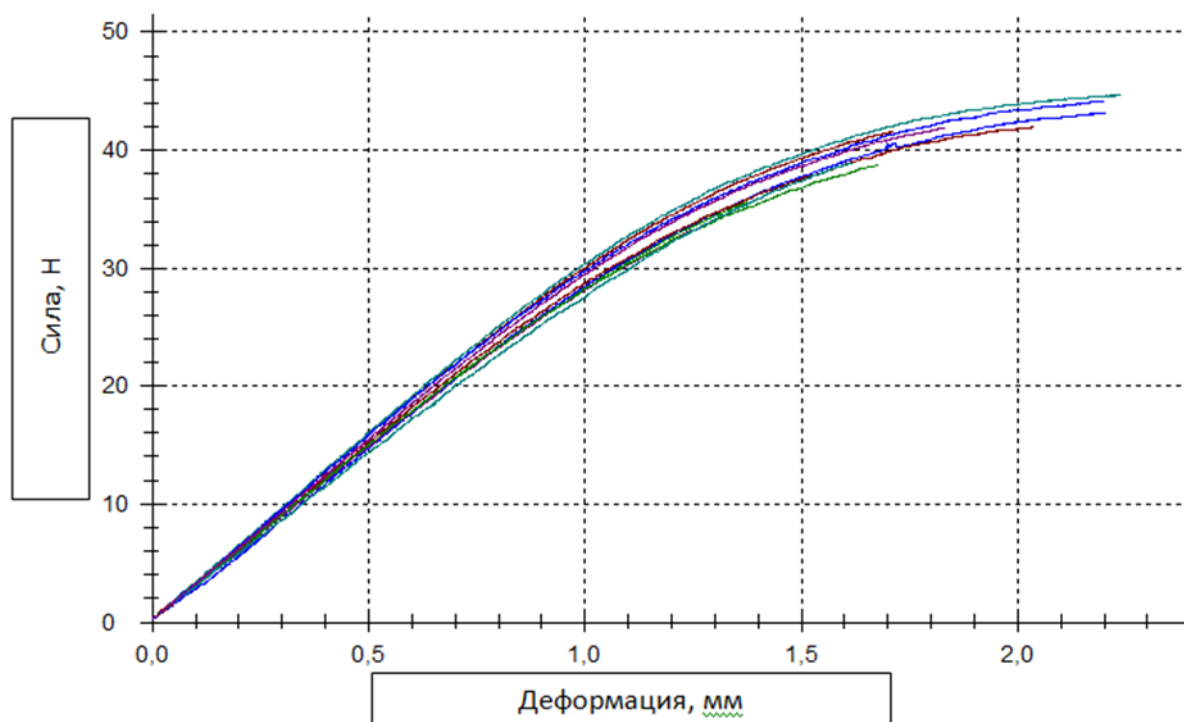


Рисунок 9. График зависимости деформации от приложенного усилия для неавтоклавированных образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм ($n=10$).

Форма кривых ($n=10$) на графике неавтоклавированных образцов (Рисунок 9) характерна для упругого деформирования с последующим хрупким разрушением, что соответствует достаточно высокому модулю упругости при изгибе и относительно небольшой деформации до разрушения.

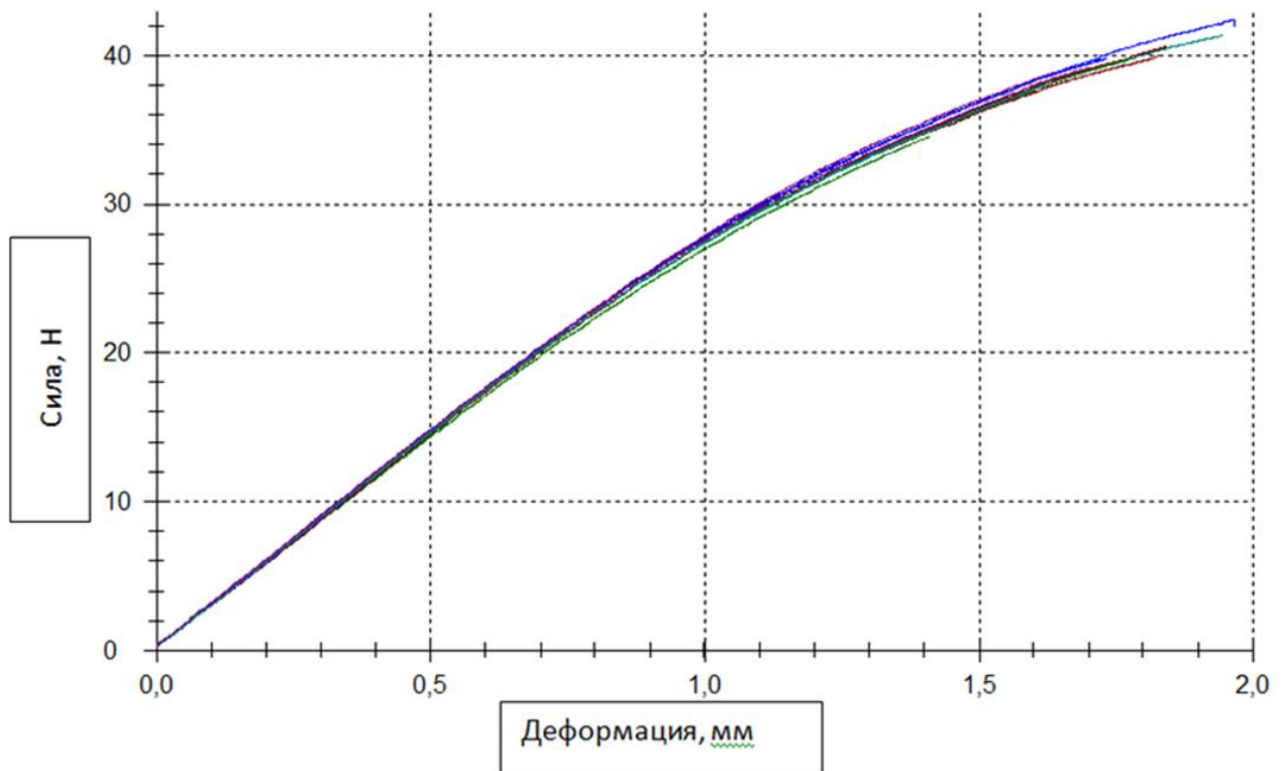


Рисунок 10. График зависимости деформации от приложенного усилия для автоклавированных образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм ($n=10$).

В группе автоклавированных образцов отмечаются аналогичные тенденции (Рисунок 10). Сохраняются высокие значения прочности и модуля упругости образцов при изгибе. При этом следует отметить бóльшую однородность поведения образцов при нагрузке, что может свидетельствовать о стабилизации материала в ходе термической обработки.

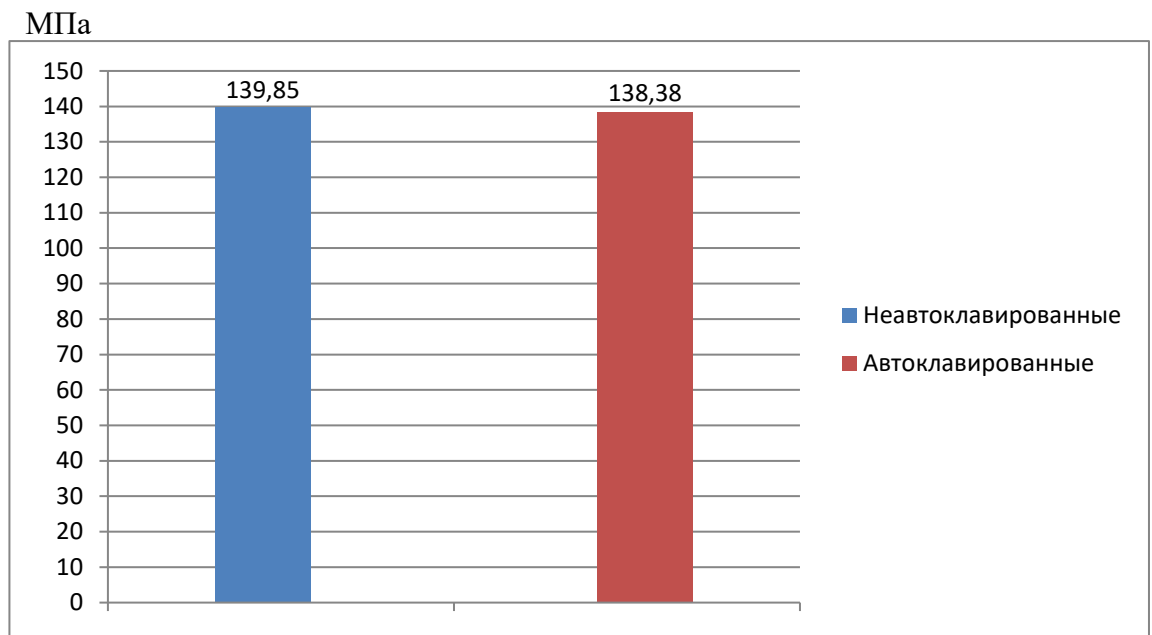


Диаграмма 1. Измерение прочности образцов при изгибе (МПа), средние арифметические значения.

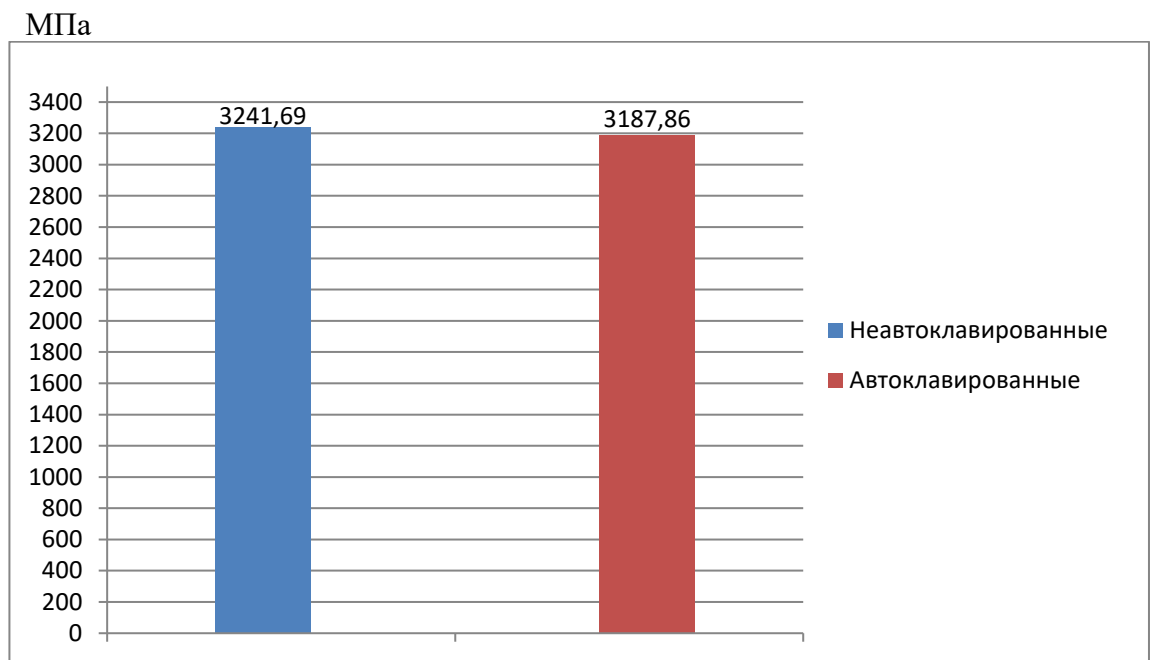


Диаграмма 2. Измерение модуля упругости образцов при изгибе (МПа), средние арифметические значения.

Таблица 3. Результаты испытаний образцов на изгиб с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм, $M \pm m$ (n=10).

Группа обработки	Прочность при изгибе, МПа (среднее значение)	Модуль упругости при изгибе, МПа (среднее значение)
Неавтоклавируемые образцы (n=10)	140 ± 11	3242 ± 228
Автоклавируемые образцы (n=10)	138 ± 7	3188 ± 161

Прочность при изгибе снижается в среднем на 1,05 % – со 140 ± 11 МПа у неавтоклавируемых образцов, до 138 ± 7 МПа у образцов после автоклавирования (Диаграмма 1, Таблица 3). Модуль упругости снизился в среднем на 1,66 % с 3242 ± 228 до 3188 ± 161 МПа (Диаграмма 2, Таблица 3). Данные изменения имеют физическое обоснование и могут быть объяснены начинающимися процессами частичной термической деструкции полимерной матрицы и ослаблением межмолекулярных связей под комплексным воздействием насыщенного пара и высокого давления. Наблюдаемое снижение физико-механических показателей незначительно и не носит критического характера [36].

Сравнительный анализ доказывает, основные функциональные характеристики образцов из фотополимерного материала сохраняются после автоклавирования. Незначительное снижение прочностных параметров, остающихся в зоне достаточного запаса прочности, компенсируется гарантией стерильности и биобезопасности для пациента. Полученные данные позволяют с высокой степенью уверенности рекомендовать автоклавирование в качестве стандартного, безопасного и технологически целесообразного заключительного этапа подготовки хирургических шаблонов из фотополимерного материала к клиническому использованию [7, 65].

Лабораторное исследование, основанное на оценке влияния обработки автоклавированием на физико-механические свойства изделий из фотополимерного материала, позволяет сделать вывод о клинической приемлемости автоклавирования в качестве стандартного метода стерилизации фотополимерных образцов. С практической точки зрения исследование демонстрирует, что незначительное снижение прочностных параметров – прочности при изгибе на 1,05 % и модуля упругости при изгибе на 1,66 % – несущественно и статистически неразлично ($p < 0,05$). Принимая во внимание, что автоклавирование является неотъемлемым подготовительным мероприятием, которое обеспечивает гарантированную стерильность и биобезопасность медицинского изделия для пациента в условиях современной клинической практики, где соблюдение принципов асептики и антисептики является обязательным [101]. Применение автоклавирования представляется необходимым этапом подготовки к использованию индивидуализированных медицинских изделий из фотополимерных материалов [85].

Полученные данные позволяют рекомендовать использование исследуемого отечественного фотополимерного материала в сочетании с печатью минимальным слоем 0,05 мм и последующей стерилизацией автоклавированием в стандартном режиме как технологически обоснованного и клинически безопасного протокола для хирургической стоматологии.

3.1.2. Результаты испытания на изгиб автоклавированных и неавтоклавированных образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм

Исследование физико-механических свойств образцов, изготовленных с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм, часть из которых прошла стерилизацию автоклавированием (температура 134 °С, давлении 2,2 бар; время экспозиции 5 минут, объем выборки $n=10$ для автоклавированных и неавтоклавированных образцов), продемонстрировало влияние стерилизации автоклавированием на их прочностные характеристики и деформационное поведение. Данные лабораторных испытаний для неавтоклавированных образцов представлены на Рисунке 11, для автоклавированных – на Рисунке 12.

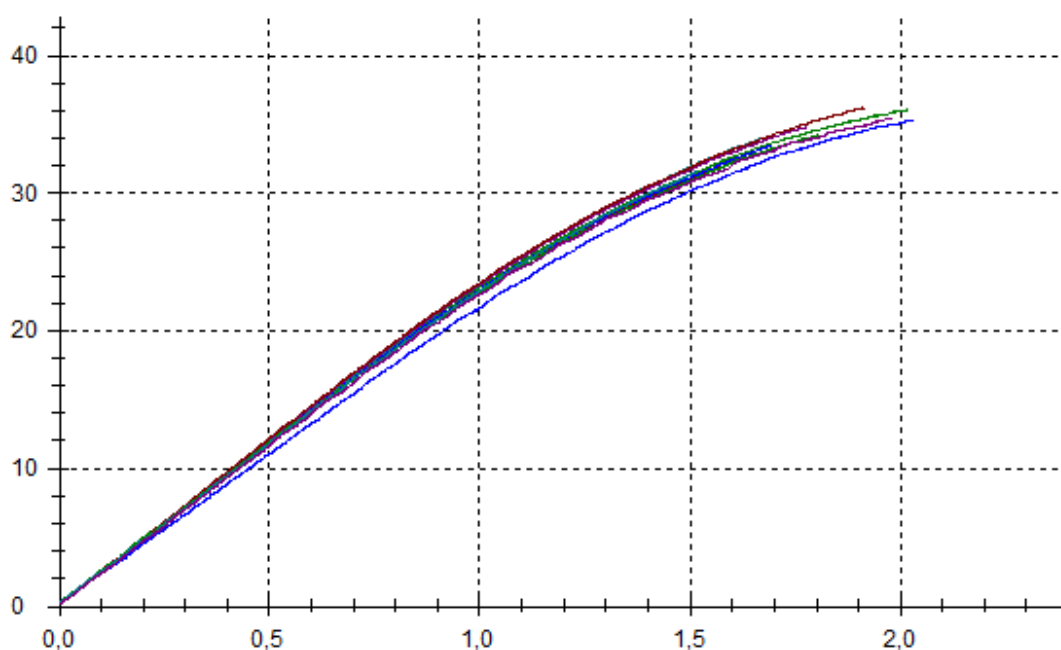


Рисунок 11. График зависимости деформации от приложенного усилия для неавтоклавированных образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм ($n=10$).

Форма кривых на графике неавтоклавированных образцов (Рисунок 11) характерна для упругого деформирования с последующим хрупким разрушением, что соответствует достаточно высокому модулю упругости при изгибе и относительно небольшой деформации до разрушения.

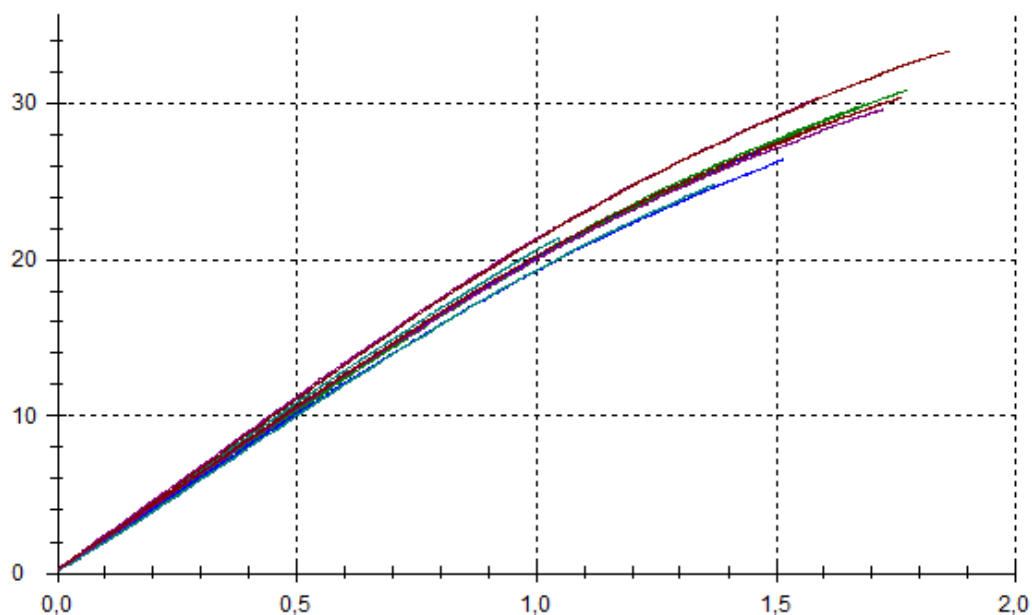


Рисунок 12. График зависимости деформации от приложенного усилия для автоклавированных образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм ($n=10$).

В группе автоклавированных образцов (Рисунок 12) сохраняются аналогичные тенденции. Отмечается незначительное снижение прочности и модуля упругости, при этом сохраняется однородность поведения образцов при нагрузке, что свидетельствует о стабилизации материала после термической обработки.

Диаграмма 3. Значение прочности образцов при изгибе (МПа), средние арифметические значения.

МПа

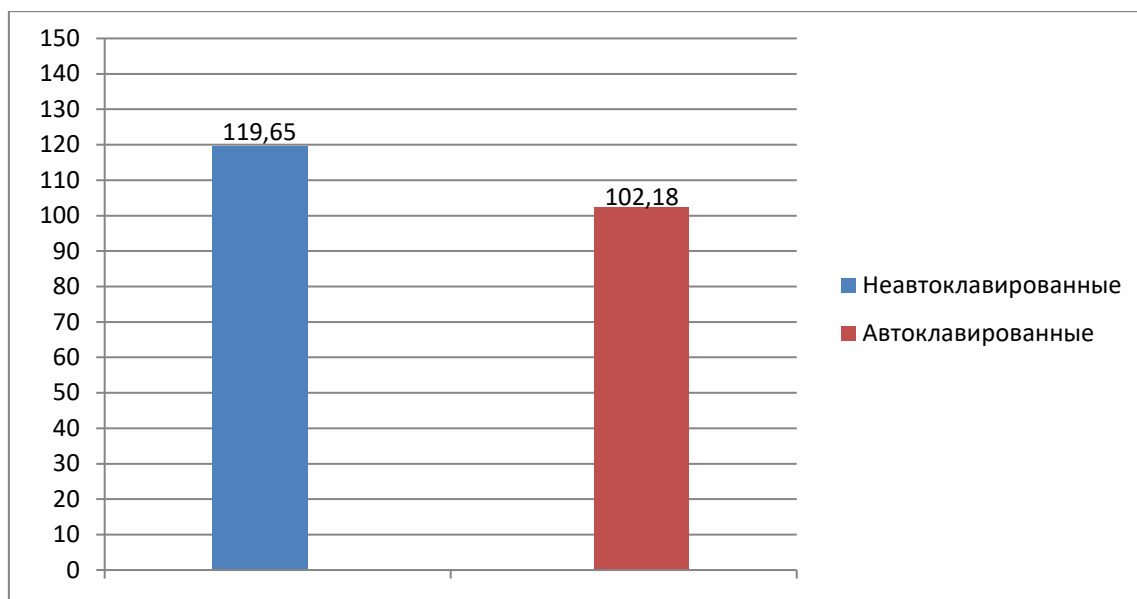


Диаграмма 4. Значение модуля упругости образцов при изгибе (МПа), средние арифметические значения.

МПа

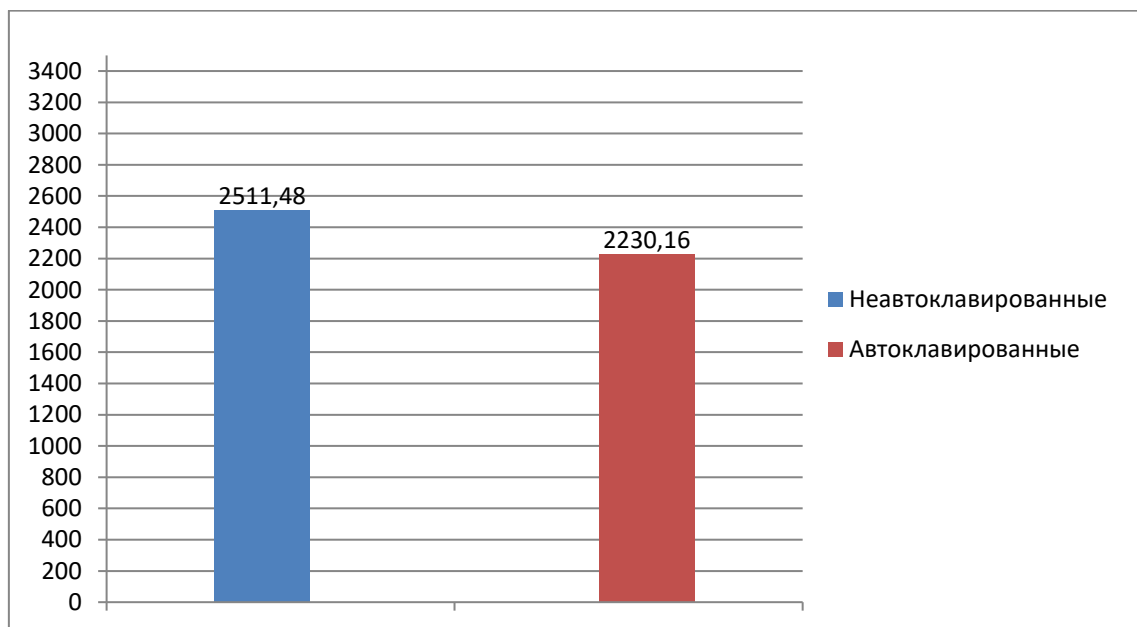


Таблица 4. Результаты испытаний образцов (n=10) на изгиб, с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм $M \pm m$.

Группа обработки	Прочность при изгибе, МПа (среднее значение)	Модуль упругости при изгибе, МПа (среднее значение)
Неавтоклавированные образцы (n=10)	120 ± 5	2511 ± 199
Автоклавированные образцы (n=10)	102 ± 14	2230 ± 214

Прочность при изгибе снижается в среднем на 15 % – со 120 ± 5 МПа у неавтоклавированных образцов до 102 ± 14 МПа у образцов после автоклавирования (Диаграмма 3, Таблица 4). Модуль упругости снизился в среднем на 11,2 % – с 2511 ± 199 до 2230 ± 214 МПа (Диаграмма 4, Таблица 4).

Данные изменения имеют физическое обоснование и могут быть объяснены процессами частичной термической деструкции полимерной матрицы и ослаблением межмолекулярных связей под комплексным воздействием насыщенного пара и высокого давления. Наблюдаемое снижение физико-механических показателей не носит критического характера.

Сравнительный анализ доказывает, что основные функциональные характеристики образцов из фотополимерного материала, изготовленных с толщиной слоя 0,1 мм, сохраняются после автоклавирования. Снижение прочностных параметров, остающихся в зоне достаточного запаса прочности (прочность при изгибе 102 МПа, что более чем в 3 раза превышает клинически значимые нагрузки в 30–50 Н), компенсируется гарантией стерильности и биобезопасности для пациента.

Полученные данные позволяют с высокой степенью уверенности рекомендовать автоклавирование в качестве стандартного, безопасного и технологически целесообразного заключительного этапа подготовки хирургических шаблонов из фотополимерного материала с толщиной слоя печати 0,1 мм к клиническому использованию.

Лабораторное исследование, основанное на оценке влияния обработки автоклавированием на физико-механические свойства изделий из фотополимерного материала с толщиной слоя 0,1 мм, позволяет сделать вывод о клинической приемлемости автоклавирования в качестве стандартного метода стерилизации. С практической точки зрения исследование демонстрирует, что снижение прочностных параметров – прочности при изгибе на 15 % и модуля упругости при изгибе на 11,2 %. Принимая во внимание, что автоклавирование является неотъемлемым подготовительным этапом, обеспечивающим гарантированную стерильность и биобезопасность медицинского изделия для пациента в условиях современной клинической практики, где соблюдение принципов асептики и антисептики является обязательным, применение автоклавирования представляется необходимым этапом подготовки к использованию индивидуальных медицинских изделий из фотополимерных материалов.

3.1.3. Сравнительная оценка физико-механических характеристик автоклавированных образцов, изготовленных с толщиной слоя 0,05 мм и 0,1 мм

Для решения поставленной задачи сформированы две группы образцов ($n=10$), изготовленные из одной партии фотополимера на одном и том же оборудовании. Единственным варьируемым параметром выступала толщина слоя: в группе №1 – 0,05 мм, в группе №2 – 0,1 мм. Прочие условия (ориентация моделей на платформе, время экспозиции, режимы постобработки и, что крайне важно, цикл автоклавирования) идентичны. Автоклавирование проводилось при температуре 132-135 °С, давлении 2,1-2,2 бар; время экспозиции 5 минут. Испытания на трехточечный изгиб проводились в строгом соответствии с ГОСТ Р 56924-2016 (Стоматология. Материалы полимерные восстановительные) на универсальной испытательной машине Zwick/Roell Z010.

Комплексный анализ физико-механических свойств исследуемых образцов из фотополимерного материала на основе метакрилатов, изготовленных методом стереолитографической 3D-печати, продемонстрировал четкие закономерности влияния изменения толщины слоя печати на прочностные характеристики и деформационное поведение. Полученные данные свидетельствуют о статистически различимом ($p < 0,05$) воздействии изменения толщины слоя печати на физико-механические свойства образцов. Данные лабораторных испытаний для образцов визуализированы на Рисунке 13 (образцы с толщиной слоя печати 0,05 мм) и на Рисунке 14 (образцы с толщиной слоя печати 0,1 мм).

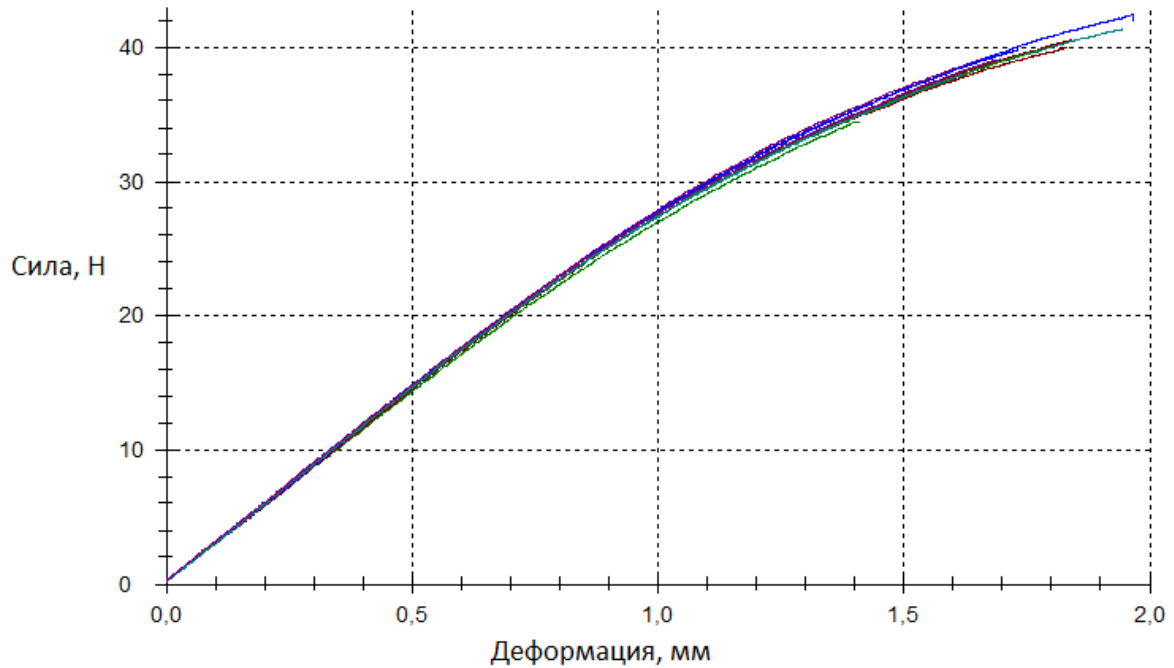


Рисунок 13. График зависимости деформации от приложенного усилия для образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм ($n=10$), группа №1.

В группе №1 (Рисунок 13) наблюдаются высокие значения прочности и модуля упругости при изгибе образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм. При этом следует отметить большую однородность поведения образцов при нагрузке, что свидетельствует о стабилизации образцов из фотополимерного материала при их 3D-печати более тонким слоем с последующей их стерилизацией автоклавированием.

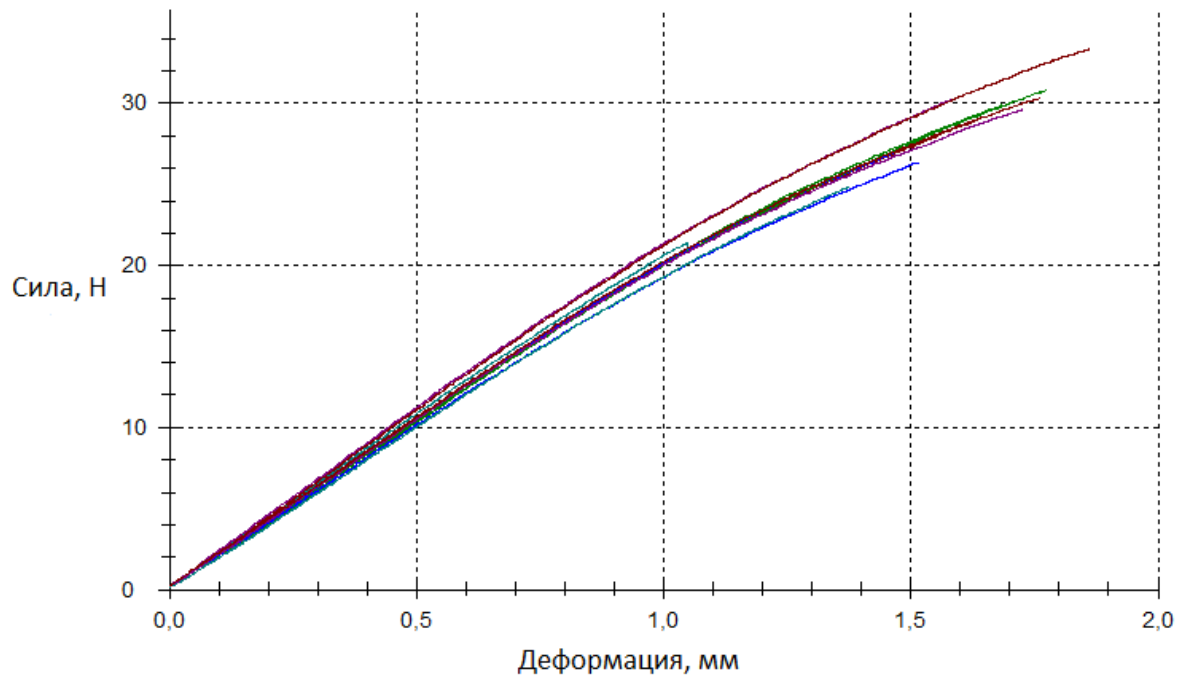


Рисунок 14. График зависимости деформации от приложенного усилия для образцов с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм ($n=10$), группа №2.

График нагрузки образцов, изготовленных с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм (Рисунок 14) характерен для упругого деформирования с последующим хрупким разрушением, что соответствует достаточно высокому модулю упругости при изгибе и относительно небольшой деформации до разрушения [10].

МПа

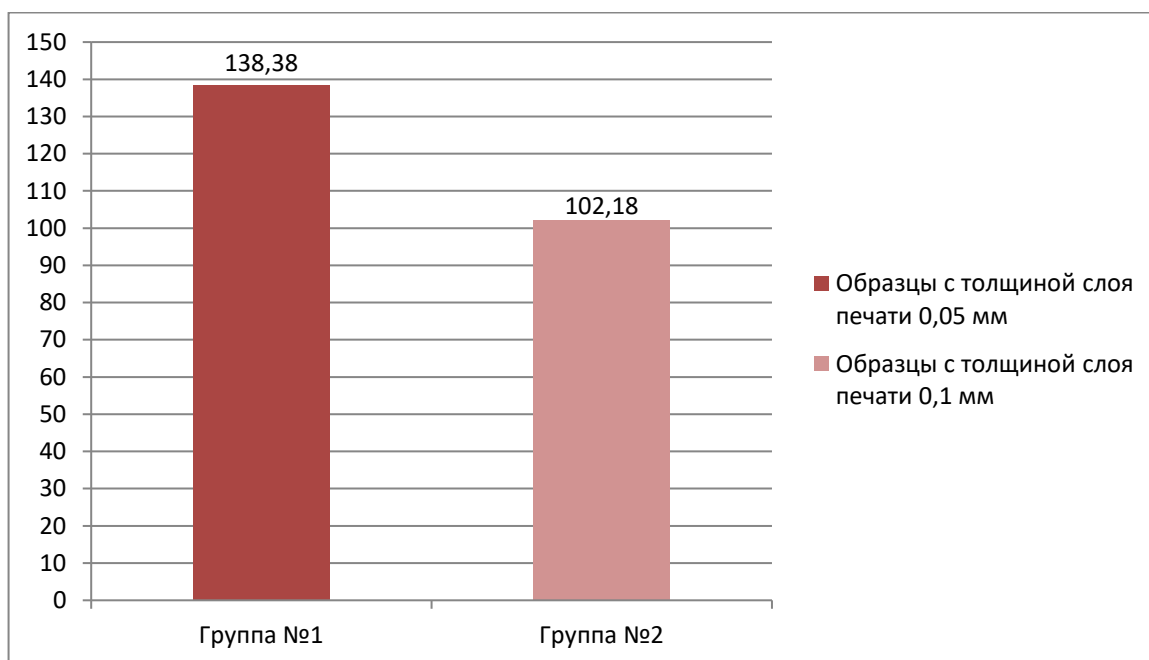


Диаграмма 5. Значение прочности образцов при изгибе (МПа).

МПа

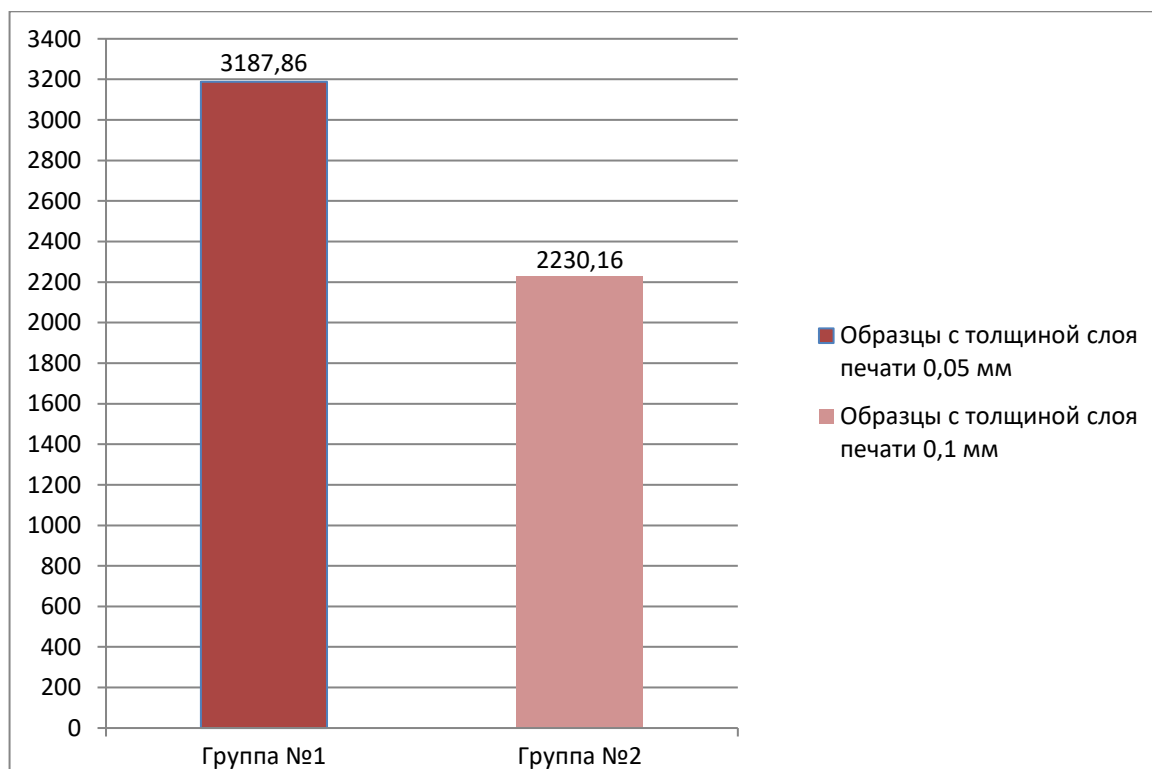


Диаграмма 6. Значение модуля упругости образцов при изгибе (МПа).

Таблица 5. Результаты испытаний образцов ($n=10$) на изгиб $M \pm m$, где M – среднестатистическое значение, m – стандартное отклонение.

Группа обработки	Прочность при изгибе, МПа	Модуль упругости при изгибе, МПа
Группа №1: образцы с толщиной слоя печати 0,05 мм ($n=10$)	138 ± 7	3188 ± 161
Группа №2: Образцы с толщиной слоя печати 0,1 мм ($n=10$)	102 ± 14	2230 ± 214

В результате количественного анализа выявлена тенденция к снижению на 26 % прочности при изгибе – со 138 ± 7 МПа у образцов с толщиной слоя 0,05 мм, до 102 ± 14 МПа у образцов с толщиной слоя 0,1 мм (Диаграмма 5, Таблица 5). Модуль упругости, являющийся основным показателем прочности материала, снизился в среднем на 30 % с 3188 ± 161 до 2230 ± 214 МПа (Диаграмма 6, Таблица 5). Полученные данные обусловлены различием в толщине слоя 3D-печати при изготовлении образцов [11].

Проведенный сравнительный анализ доказывает, что образец из фотополимерного материала сохраняет свои основные функциональные характеристики после увеличения толщины слоя печати с 0,05 мм до 0,1 мм.

В ходе проведения лабораторных испытаний выявлено: снижение прочности при изгибе на 26 % и модуля упругости при изгибе на 30 % у образцов, изготовленных методом 3D-печати с толщиной слоя 0,1 мм, по сравнению с толщиной слоя 0,05 мм. Применение стерилизации автоклавированием представляется необходимым на этапе подготовки к использованию индивидуализированных медицинских изделий из фотополимерных материалов [14, 77].

3.1.4. Анализ зон концентрации напряжений при испытании на изгиб навигационных шаблонов, изготовленных с различной толщиной слоя 3D-печати

Целью данного раздела исследования явилось выявление зон концентрации напряжений в навигационных шаблонах для дентальной имплантации при механической нагрузке (Рисунок 15), а также оценка влияния толщины слоя 3D-печати (0,05 мм и 0,1 мм) на характер и локализацию разрушения.

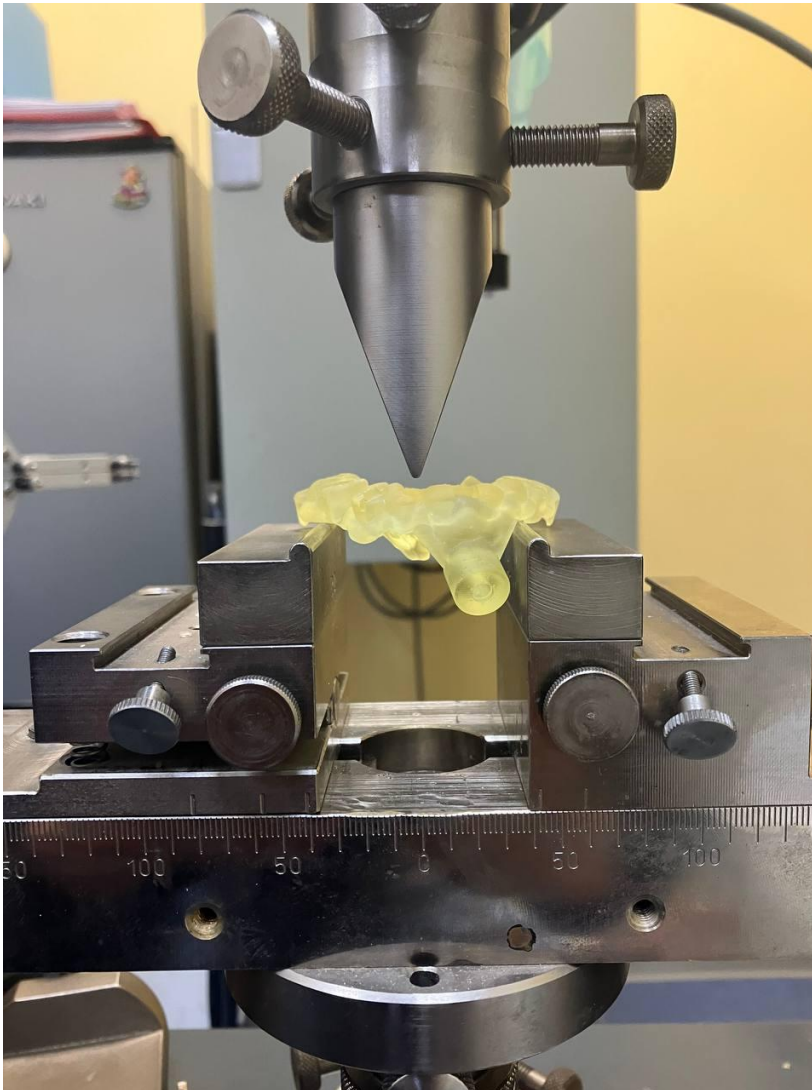


Рисунок 15. Навигационный шаблон с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм на универсальной испытательной машине Zwick/Roell Z010.

В ходе испытания на изгиб навигационных шаблонов зафиксировано следующее явление: независимо от принадлежности к группе (с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм или 0,1 мм) и, следовательно, независимо от абсолютного значения разрушающей нагрузки, излом образцов происходил в одних и тех же зонах. Данное наблюдение имеет под собой физическое и инженерное обоснование. Любое тело под нагрузкой испытывает напряжения, которые распределяются по его объему неравномерно. Зоны геометрических неоднородностей – резкие переходы сечения, внутренние углы, отверстия – неизбежно становятся концентраторами напряжений. Именно в этих зонах фактические напряжения могут в разы превышать средние номинальные значения, рассчитанные по формулам сопротивления материалов [106].

С клинической и инженерной точек зрения, выявленная закономерность носит позитивный характер. Она свидетельствует о том, что, несмотря на различия в технологии производства, получаемые изделия (шаблоны) подчиняются единым законам механики. Их слабые места определяются закономерным распределением напряжений, заложенным конструкцией [49]. Проводя компьютерное моделирование (CAD) хирургического шаблона, можно с высокой степенью достоверности прогнозировать зоны потенциального риска – места будущих концентраторов напряжений, включающие в себя место соединения вертикальной стенки отверстия с горизонтальным базисом шаблона, узкие перемычки между отверстиями и края шаблона в области дистальных окончаний (Рисунок 16).

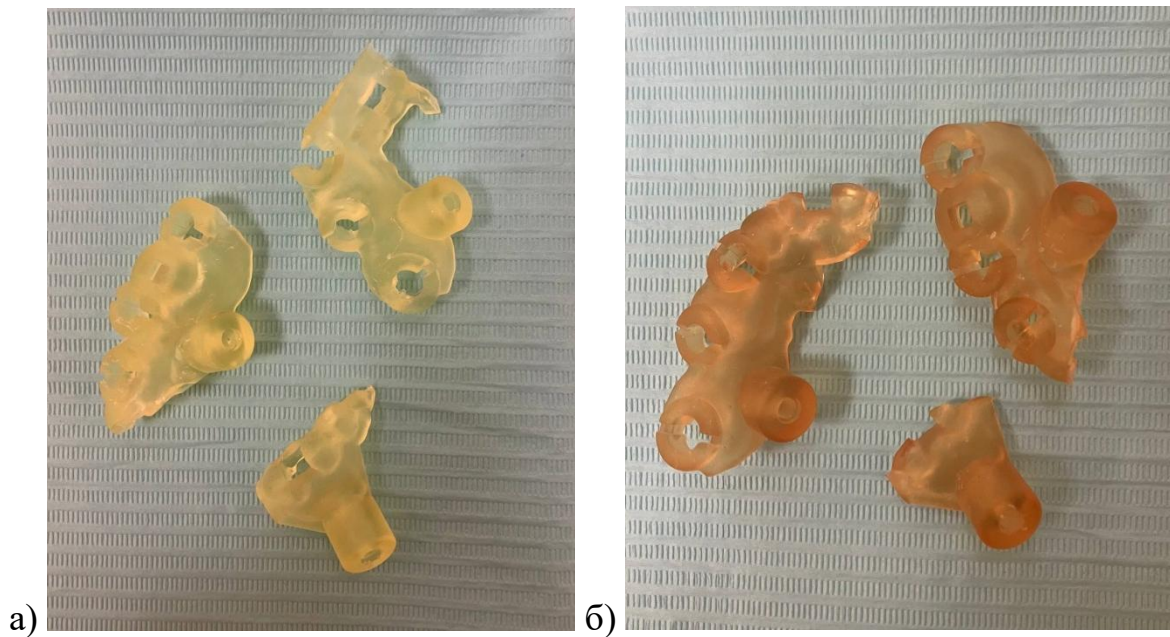


Рисунок 16. Зоны концентрации напряжений в навигационных шаблонах после испытания на изгиб, толщина слоя 3D-печати а) 0,05 мм б) 0,1 мм.

Таким образом, анализ локализации разрушения приводит нас к важному выводу: стереолитографическая технология в целом, независимо от выбранной толщины слоя 3D-печати, обеспечивает достаточную целостность материала, при которой геометрические параметры изделия играют определяющую роль в распределении напряжений [22, 89]. Однако качество межслойных границ (напрямую зависящее от толщины слоя) влияет на макромеханизм разрушения, увеличивая или уменьшая вероятность образования микротрещин в зонах концентрации напряжений, что, в конечном счете, и определяет разницу в абсолютных значениях прочности.

Проведенное лабораторное исследование, включавшее оценку влияния изменения толщины слоя 3D-печати на физико-механические свойства изделий из фотополимерного материала, позволяет сделать вывод о рекомендации изготовления хирургических шаблонов с толщиной слоя 0,05 мм обладающих достаточной прочностью.

3.2. Результаты оценки влияния режимов автоклавирования на микроструктуру фотополимерного материала

Исследование микроструктуры образцов до и после различных режимов стерилизации («Мягкая программа» 121°C, 1,1 бар, 15 мин и «Быстрая программа S» 134°C, 2,2 бар, 5 мин) осуществляли методом растровой электронной микроскопии. Образцы разделены на 6 групп в зависимости от толщины слоя 3D-печати и режима автоклавирования (Таблица 6).

Таблица 6. Распределение испытуемых образцов в зависимости от толщины слоя 3D-печати и режима стерилизации автоклавированием.

Группа	Толщина слоя печати	Режим стерилизации автоклавированием	Количество, шт.
I	0,1 мм	Без автоклавирования	10
II	0,1 мм	Режим 121°C	10
III	0,1 мм	Режим 134°C	10
IV	0,05 мм	Без автоклавирования	10
V	0,05 мм	Режим 121°C	10
VI	0,05 мм	Режим 134°C	10

Анализ полученных микрофотографий показал, что поверхность образцов из фотополимерного материала Dental Yellow Clear PRO характеризуется выраженной слоистой морфологией, типичной для изделий, изготовленных методом стереолитографической (SLA) печати. В пределах исследованных участков поверхности всех групп образцов представленных на РЭМ-изображениях (Рисунок 17, А-В, К-М) отчетливо визуализируются межслойные границы, отражающие послойный принцип формирования структуры материала. Установлено, что средняя толщина слоя для образцов до стерилизации, группа I (с шагом 0,1 мм) составляет $(140,37 \pm 5,91)$ мкм, для группы IV (с шагом 0,05 мм) – $(69,91 \pm 6,16)$ мкм. Следует отметить, что

фактические значения толщины слоев, определенные по РЭМ-изображениям, несколько превышают номинальные параметры печати. Это может быть связано с набуханием фотополимерного материала на этапе промывки в изопропиловом спирте, так как известно, что молекулы растворителя способны проникать в полимерную сетку и вызывать ее расширение [53]. После стерилизации толщина слоев для группы II ($144,02 \pm 8,47$) мкм, группы III ($141,91 \pm 16,70$) мкм, группы V ($72,42 \pm 5,01$) мкм, группы VI ($72,76 \pm 6,83$) мкм. При этом различия между контрольными и стерилизованными образцами внутри каждой группы находятся в пределах стандартного отклонения, кроме того, нет признаков межслойного расслоения и иных объемных дефектов, что свидетельствует об отсутствии выраженного влияния исследованных режимов стерилизации на послойную микроструктуру фотополимерного материала [16, 83].

На обзорных изображениях, видно, что на поверхности всех исследованных образцов, включая контрольные группы, не подвергавшиеся стерилизации, присутствуют единичные микрочастицы и поверхностные шероховатости (Рисунок 17). Данные артефакты, вероятнее всего, имеют техногенное происхождение и могут быть связаны как с процессом постобработки (недостаточно тщательное удаление остатков неполимеризованной смолы), так и с механическим повреждением поверхности (сколы) при отделении опор, транспортировке и подготовке образцов к исследованию, несмотря на принятые меры предосторожности (продувка воздухом). Аналогичные поверхностные загрязнения на 3D-печатных изделиях описываются в литературе, как часто встречающийся артефакт, не влияющий на общие закономерности изменения структуры при внешних воздействиях.

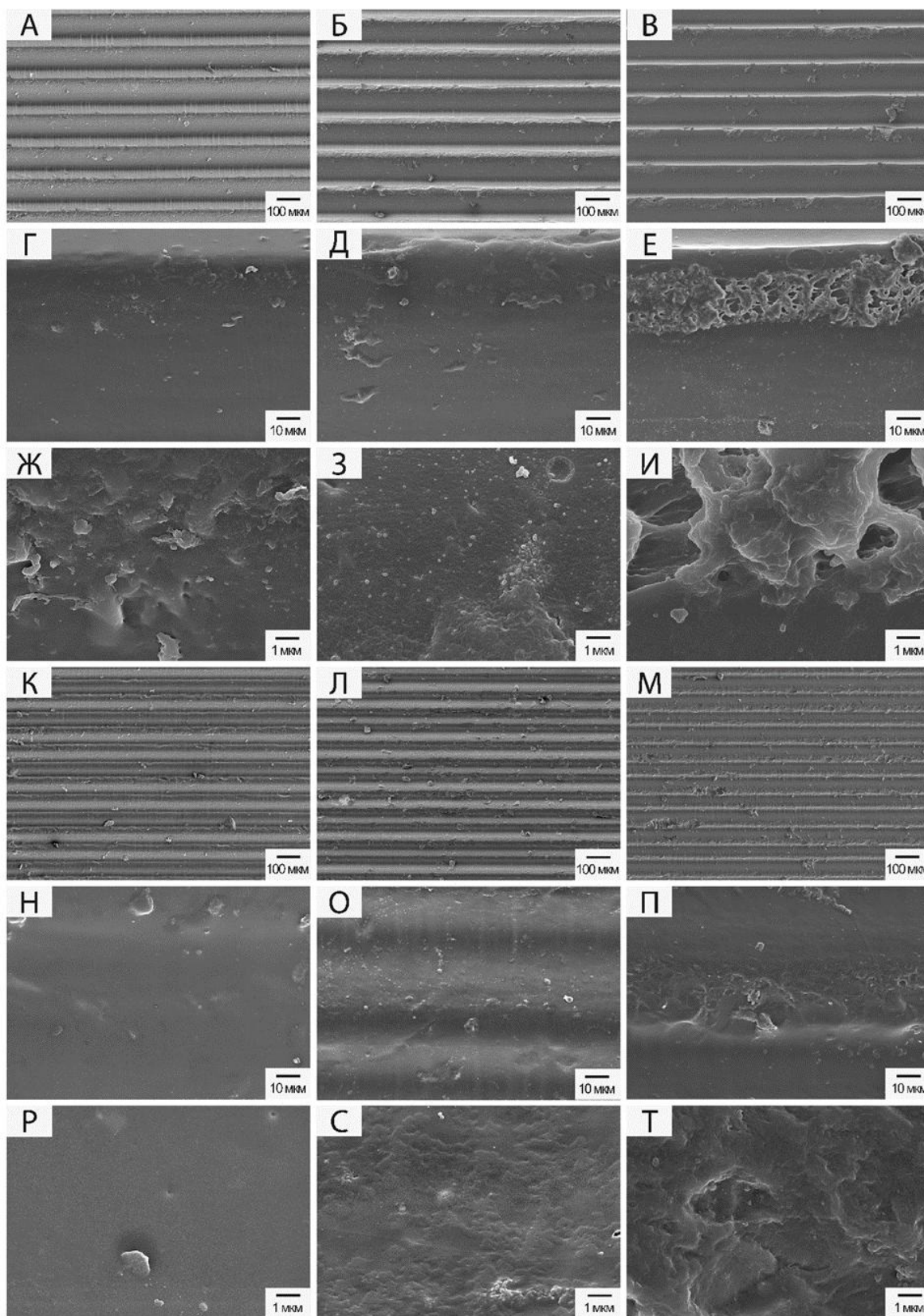


Рисунок 17. Изображения, полученные с помощью растрового электронного микроскопа при различном увеличении для образцов из: группы I «0,1 мм-контроль» (А, Г, Ж); группы II «0,1 мм 121°C» (Б, Д, З); группы III «0,1 мм 134°C» (В, Е, И), группы IV «0,05 мм-контроль» (К, Н, Р); группы V «0,05 мм 121°C» (Л, О, С); группы VI «0,05 мм 134°C» (М, П, Т).

Детализация поверхности при больших увеличениях (Рисунок 17, Г-И, Н-Т) выявила различия в морфологии стерилизованных и исходных образцов. Для образцов, подвергнутых стерилизации в режиме «Мягкая программа» (121°C, 1,1 бар, 15 мин), независимо от толщины слоя печати (0,1 мм и 0,05 мм), характерно увеличение шероховатости поверхности по сравнению с контрольными группами (Рисунок 17, Б, Д, З, и Л, О, С). При этом отмечается сглаживание границ между слоями, что может быть обусловлено повышением подвижности полимерных цепей при нагреве и последующим частичным перераспределением внутренних напряжений без признаков деструкции. В группе V визуализируется несколько большее количество поверхностных дефектов и микронаростов. Данное наблюдение, вероятно, связано с большей удельной поверхностью образцов и, как следствие, более интенсивным взаимодействием с паровой средой. Выявленные изменения носят преимущественно поверхностный характер и не сопровождаются нарушением целостности материала [69].

Более выраженные изменения в микроструктуре наблюдаются для образцов, прошедших стерилизацию в режиме «Быстрой программы S» (134°C, 2,2 бар, 5 мин). На микрофотографиях изделий из III и VI групп фиксируются признаки термического воздействия, в частности снижение четкости межслойных границ и появление локальных участков оплавления. При этом на поверхности присутствуют следы пузырей и предположительно микропор, которые, судя по морфологии, образовались в результате выхода газовой фазы из объема материала (рис 1, Е). Появление подобных дефектов может служить индикатором начала процессов деструкции или интенсивной дегазации, что потенциально способно снижать барьерные свойства материала и влиять на его долговременную стабильность [47]. Важно отметить, что, магистральных трещин или выраженного межслойного расслоения в исследованных образцах не обнаружено, несмотря на наличие локально микроскопических дефектов, что указывает на сохранение макроскопической целостности материала. Однако даже не приводящие к разрушению

микроструктурные изменения после стерилизации при 134°C могут вызывать статистически значимые негативные отклонения геометрии, особенно на наружных поверхностях изделий.

3.3. Результаты оценки точности и воспроизводимости навигационных шаблонов для дентальной имплантации с различной толщиной слоя 3D-печати

В основу исследования легли результаты анализа двух серий навигационных шаблонов для дентальной имплантации, изготовленных методом стереолитографической 3D-печати с различной заданной толщиной слоя. Первую серию составили 10 идентичных шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм (Рисунок 18), вторую серию – также 10 шаблонов с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм.

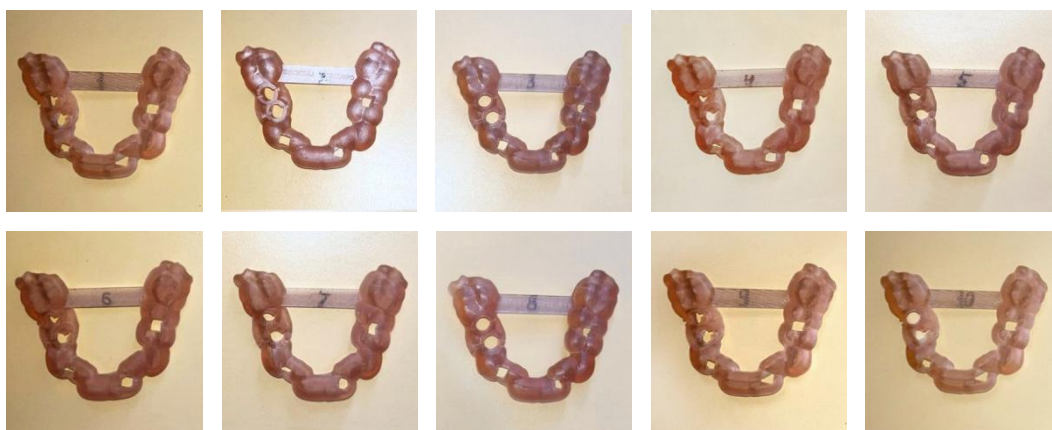


Рисунок 18. Навигационные шаблоны с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм.

Проведенный сравнительный анализ геометрических параметров двух серий хирургических шаблонов позволяет сделать детальные выводы о влиянии толщины слоя стереолитографической 3D-печати на точность и воспроизводимость конечных продуктов. Результаты свидетельствуют о высоком уровне технологической стабильности процесса в целом.

Результаты измерений для навигационных шаблонов с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм представлены в таблицах 7–9.

Таблица 7. Результаты измерений диаметра направляющих отверстий для серии шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 0,1 мм (n=10).

Диаметр направляющего отверстия, мм. Серия 0,1 мм					
Номер шаблона	a	b	c	d	f
1	5,1	5,2	4,2	4,2	4,1
2	5,1	5,1	4,1	4,0	4,0
3	5,1	5,0	4,1	4,1	4,1
4	5,1	5,0	4,0	4,0	4,0
5	5,0	4,9	3,9	4,1	4,0
6	5,1	5,0	4,0	4,0	4,1
7	5,1	5,1	4,1	4,2	4,0
8	5,1	5,2	4,2	4,0	4,0
9	5,1	4,9	3,9	4,1	4,1
10	5,0	5,0	4,1	4,1	4,0
Среднее арифметическое, мм	5,08	5,04	4,06	4,08	4,04
Стандартное отклонение, мм	0,0447	0,114	0,114	0,0837	0,0548
Доверительный интервал, мм	[5,02 ; 5,14]	[4,90 ; 5,18]	[3,92 ; 4,20]	[3,98 ; 4,18]	[3,97 ; 4,11]
Ширина доверительного интервала, мм	0,12	0,28	0,28	0,2	0,14

Таблица 8. Результаты измерений высоты направляющих отверстий для серии шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 0,1 мм (n=10).

Высота направляющего отверстия, мм. Серия 0,1 мм					
Номер шаблона	a	b	c	d	f
1	5,4	2,0	3,7	4,1	3,7
2	5,6	2,4	3,4	3,9	3,8
3	5,3	2,3	3,4	4,1	3,9
4	5,4	2,5	3,4	4,1	3,9
5	5,5	2,6	3,6	3,6	3,7
6	5,3	2,3	3,5	4,0	3,8
7	5,4	2,4	3,4	3,9	3,7
8	5,4	2,2	3,6	4,0	3,9
9	5,6	2,5	3,5	3,9	3,9
10	5,5	2,4	3,5	4,0	3,7
Среднее арифметическое, мм	5,44	2,36	3,5	3,96	3,8
Стандартное отклонение, мм	0,114	0,2302	0,1414	0,2191	0,1
Доверительный интервал, мм	[5,30 ; 5,58]	[2,07 ; 2,65]	[3,32 ; 3,68]	[3,69 ; 4,23]	[3,68 ; 3,92]
Ширина доверительного интервала, мм	0,28	0,58	0,36	0,54	0,24

Таблица 9. Геометрические параметры для серии шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 0,1 мм (n=10).

Номер шаблона (серия 0,1 мм)	Протяженность дуги, мм	Высота шаблона в самой высокой точке, мм	Толщина стенки шаблона в области центральных резцов, мм
1	118	9,3	3,3
2	117	9,3	3,3
3	116	9,4	3,3
4	116	9,4	3,4
5	118	9,2	3,4
6	118	9,3	3,4
7	117	9,4	3,3
8	117	9,4	3,4
9	118	9,3	3,3
10	117	9,2	3,3
Среднее арифметическое, мм	117	9,32	3,34
Стандартное отклонение, мм	1,0	0,084	0,05477
Доверительный интервал, мм	[115,76 ; 118,24]	[9,22 ; 9,42]	[3,27 ; 3,41]
Ширина доверительного интервала, мм	2,48	0,2	0,14

По результатам метрологического анализа диаметров направляющих отверстий в серии шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 0,1 мм (Таблица 7), выявлено разделение отверстий на две четко дифференцированные группы по номинальному размеру, что полностью соответствует проектным особенностям цифровой модели шаблона. Первая группа, включающая отверстия а и б продемонстрировала исключительную стабильность геометрических параметров. Средний диаметр отверстия а составил 5,08 мм при стандартном отклонении всего 0,045 мм и ширине доверительного интервала 0,12 мм, что указывает на минимальный разброс значений и высокую точность воспроизведения данного элемента. Отверстие б, со средним диаметром 5,04 мм, показало несколько большую, но остающуюся в допустимых пределах, вариабельность (стандартное отклонение 0,114 мм, ширина ДИ 0,28 мм).

Вторая группа отверстий с, d, f, имеющих меньший проектный диаметр, также характеризовалась высокой метрической стабильностью. Средние значения диаметров находились в узком диапазоне от 4,04 мм до 4,08 мм. При этом максимальная ширина доверительного интервала в данной группе, составившая 0,28 мм для отверстий б и с, не превышает допустимых

отклонений для хирургических шаблонов. Наблюдаемый разброс может быть объяснен совокупным влиянием на формирование отверстий различного диаметра таких технологических факторов, как ориентация модели на платформе печати и особенности постобработки.

Параллельный анализ высоты медиальной стенки направляющих отверстий (Таблица 8) выявил ожидаемую анатомически обусловленную вариабельность, непосредственно связанную с их топографией в структуре шаблона. Средние значения данного параметра закономерно варьировались в широком диапазоне: от минимального показателя 2,36 мм для отверстия b до максимального 5,44 мм для отверстия a. Несмотря на значительный абсолютный разброс индивидуальных замеров, статистическая оценка продемонстрировала контролируемый характер вариаций. Так, даже для наиболее вариабельного отверстия b ширина доверительного интервала не превысила 0,58 мм, общая геометрия и функциональная целостность направляющих структур шаблона сохраняются на клинически приемлемом уровне [74].

Оценка общеморфометрических показателей шаблона (Таблица 9), определяющих его базовую геометрию и посадку на анатомический рельеф, подтвердила высокую точность и стабильность воспроизведения виртуальной CAD-модели в физическом объекте. Ключевым интегральным параметром является протяженность дуги, от которой зависит охват шаблона и его точное позиционирование. Полученное среднее значение в 117 мм при доверительном интервале от 115,76 до 118,24 мм (ширина 2,48 мм) свидетельствует о незначительных вариациях данного критически важного для стабильности шаблона параметра. Наблюдаемый разброс является минимальным и может быть частично обусловлен спецификой методики измерения. Высота шаблона в его самой высокой точке, анатомически привязанной к уровню бугра первого премоляра, также продемонстрировала метрическую стабильность. Среднее значение составило 9,32 мм при доверительном интервале от 9,22 до 9,42 мм (ширина 0,2 мм). Данный параметр напрямую влияет на объем пространства

для хирургического инструментария и обеспечение визуального контроля во время операции, поэтому его высокая воспроизводимость имеет важное значение для клинической практики. Не менее важной характеристикой является толщина стенки шаблона в области центральных резцов, определяющая его механическую прочность и устойчивость к деформациям под нагрузкой. Среднее значение 3,34 мм с доверительным интервалом от 3,27 до 3,41 мм (ширина 0,14 мм) указывает на высокий уровень контроля этого параметра в процессе печати и последующей постобработки. Узкие доверительные интервалы для всех трех интегральных параметров однозначно свидетельствуют о высокой воспроизводимости базовой конструкции шаблона и надежности технологического процесса в целом.

Таким образом, комплексный анализ полученных данных позволяет установить, что режим стереолитографической 3D-печати с толщиной слоя 0,1 мм является технологически допустимым и обеспечивает изготовление хирургических шаблонов с высоким и клинически приемлемым уровнем точности и воспроизводимости. Это касается как критически важных элементов, каковыми являются направляющие отверстия, определяющие траекторию сверления, так и общеморфометрических характеристик, от которых зависят стабильность посадки и механическая целостность шаблона. Полученные метрологические данные являются веским основанием для вывода о возможности и целесообразности использования данного технологического режима в клинической практике. Его применение позволяет производить шаблоны, которые обеспечивают необходимую точность позиционирования дентальных имплантатов в соответствии с предоперационным виртуальным планом, что является залогом успешности и прогнозируемости результатов направленной имплантации [55].

Таблицы 10–12 демонстрируют результаты измерений навигационных шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 3D-печати 0,05 мм.

Таблица 10. Результаты измерений диаметра направляющих отверстий для серии шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 0,05 мм (n=10).

Диаметр направляющего отверстия, мм. Серия 0,05 мм
--

Номер шаблона	a	b	c	d	f
1	5,0	5,2	4,1	4,0	4,0
2	5,1	5,1	4,0	4,1	4,0
3	5,1	5,1	4,1	4,1	4,1
4	5,1	5,2	4,1	4,1	4,1
5	5,1	5,1	4,1	4,1	4,1
6	5,1	5,1	4,1	4,1	4,0
7	5,1	5,1	4,1	4,1	4,1
8	5,0	5,1	4,0	4,1	4,1
9	5,1	5,1	4,1	4,0	4,0
10	5,1	5,1	4,1	4,1	4,1
Среднее арифметическое, мм	5,08	5,12	4,08	4,08	4,06
Стандартное отклонение, мм	0,0447	0,0447	0,0447	0,0447	0,0548
Доверительный интервал, мм	[5,02 ; 5,14]	[5,06 ; 5,18]	[4,02 ; 4,14]	[4,02 ; 4,14]	[3,99 ; 4,13]
Ширина доверительного интервала, мм	0,12	0,12	0,12	0,12	0,14

Таблица 11. Результаты измерений высоты направляющих отверстий для серии шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 0,05 мм (n=10).

Высота направляющего отверстия, мм. Серия 0,05 мм					
Номер шаблона	a	b	c	d	f
1	5,5	2,2	3,4	4,0	3,5
2	5,4	2,3	3,3	3,9	3,7
3	5,4	2,4	3,4	4,0	3,5
4	5,4	2,4	3,4	4,0	3,7
5	5,4	2,5	3,5	3,9	3,6
6	5,4	2,3	3,4	4,0	3,5
7	5,4	2,3	3,4	4,0	3,7
8	5,5	2,4	3,5	4,1	3,7
9	5,4	2,3	3,4	4,0	3,5
10	5,4	2,3	3,4	4,1	3,6
Среднее арифметическое, мм	5,42	2,34	3,42	4,0	3,6
Стандартное отклонение, мм	0,0447	0,114	0,0837	0,1	0,1
Доверительный интервал, мм	[5,36 ; 5,48]	[2,25 ; 2,47]	[3,32 ; 3,52]	[3,88 ; 4,12]	[3,48 ; 3,72]
Ширина доверительного интервала, мм	0,12	0,22	0,2	0,24	0,24

Таблица 12. Геометрические параметры для серии шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 0,05 мм (n=10).

Номер шаблона (серия 0,05 мм)	Протяженность дуги, мм	Высота шаблона в самой высокой точке, мм	Толщина стенки шаблона в области центральных резцов, мм
1	119	9,3	3,4
2	120	9,2	3,4

3	120	9,2	3,4
4	117	9,2	3,5
5	118	9,1	3,3
6	119	9,2	3,4
7	120	9,3	3,5
8	118	9,2	3,4
9	119	9,1	3,4
10	118	9,2	3,3
Среднее арифметическое, мм	118,8	9,2	3,4
Стандартное отклонение, мм	1,304	0,0707	0,0707
Доверительный интервал, мм	[117,18 ; 120,42]	[9,11 ; 9,29]	[3,31 ; 3,49]
Ширина доверительного интервала, мм	3,24	0,18	0,18

Проведенный анализ геометрических параметров серии шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 0,05 мм, выявил дифференцированное влияние повышенного разрешения печати на различные группы характеристик. Наиболее значимое преимущество данного технологического режима проявилось в метрической стабильности диаметров направляющих отверстий (Таблица 10), где была зафиксирована исключительная повторяемость результатов. Сохранение четкого разделения отверстий на две размерные группы (5,08-5,12 мм для отверстий а-б и 4,06-4,08 мм для отверстий с-d-f) при минимальном разбросе значений (стандартное отклонение не превышало 0,0548 мм, ширина доверительных интервалов 0,12-0,14 мм) свидетельствует о снижении влияния эффекта ступенчатости на формирование цилиндрических поверхностей. Данный феномен объясняется существенным уменьшением высоты отдельного полимеризуемого слоя, что обеспечивает более точную аппроксимацию контура и формирование гладких внутренних поверхностей направляющих отверстий.

В противоположность этому, анализ высоты медиальных стенок направляющих отверстий (Таблица 11) выявил несколько иную картину, характеризующуюся большей вариабельностью (ширина доверительных интервалов до 0,24 мм при диапазоне средних значений от 2,34 мм до 5,42 мм). Наблюдаемое явление находит объяснение в технологических особенностях

стереолитографии с ультратонкими слоями. Формирование вертикальных структур в таком режиме требует большего количества последовательных циклов нанесения и полимеризации, что закономерно приводит к эффекту накопления микродеформаций. Каждый сверхтонкий слой вносит незначительные погрешности, обусловленные вязкостными свойствами материала, силами поверхностного натяжения и неизбежной усадкой при фотополимеризации, которые, суммируясь по высоте конструкции, проявляются в большей вариабельности итогового размера по сравнению с печатью более толстыми слоями. Кроме того, повышенная чувствительность тонкостенных структур, изготовленных с высоким разрешением, к механическим воздействиям на этапах постобработки (отмывка, УФ-дополимеризация) также вносит дополнительный вклад в наблюдаемый разброс значений.

Что касается общеморфометрических параметров шаблона (Таблица 12), то их воспроизводимость также оставалась на высоком уровне, демонстрируя надежность технологического процесса при печати с толщиной слоя 0,05 мм. Протяженность дуги составила в среднем 118,8 мм при доверительном интервале от 117,18 до 120,42 мм. Высота шаблона в самой высокой точке стабильно воспроизводилась со средним значением 9,2 мм и доверительным интервалом от 9,11 до 9,29 мм. Толщина стенки в области центральных резцов, определяющая механическую прочность конструкции, показала среднее значение 3,4 мм с доверительным интервалом от 3,31 до 3,49 мм. Необходимо, однако, отметить некоторое увеличение ширины доверительного интервала для протяженности дуги до 3,24 мм по сравнению с другими параметрами. Данное отклонение, по всей видимости, обусловлено не погрешностью самого процесса печати, а особенностью используемой методики измерения. Таким образом, полученные результаты позволяют заключить, что режим печати с толщиной слоя 0,05 мм обеспечивает высокую точность воспроизведения диаметров направляющих отверстий – параметра, имеющего первостепенное клиническое значение для минимизации люфта

хирургического инструмента и обеспечения максимальной точности позиционирования имплантата. В свою очередь, незначительное увеличение вариабельности высоты направляющих отверстий, являющееся технологической особенностью многослойного формирования вертикальных структур, не оказывает существенного влияния на направляющую функцию шаблона и с клинической точки зрения представляется менее критичным. Таким образом, использование толщины слоя 0,05 мм является предпочтительным для клинических случаев, требующих максимальной точности позиционирования, в то время как сохранение высоких метрологических характеристик общеморфометрических параметров убедительно подтверждает общую надежность и зрелость стереолитографической технологии в целом.

Проведенный сравнительный анализ геометрических параметров двух серий шаблонов выявил как общие закономерности, так и принципиальные различия, обусловленные влиянием толщины слоя стереолитографической печати на точность воспроизведения различных типов поверхностей.

Сравнительная оценка диаметров направляющих отверстий демонстрирует кардинальное преимущество режима печати с толщиной слоя 0,05 мм. В то время как в серии 0,1 мм наблюдался статистически значимый разброс значений, особенно выраженный для отверстий группы b, c и d (ширина доверительного интервала до 0,28 мм), в серии 0,05 мм была достигнута практически абсолютная метрическая стабильность с шириной доверительных интервалов всего 0,12-0,14 мм для всех отверстий [73]. Также в отношении высоты направляющих отверстий серия 0,1 мм показала несколько большую вариабельность (ширина ДИ 0,24-0,58 мм), по сравнению с серией 0,05 мм (ширина ДИ 0,12-0,24 мм). Данный качественный скачок в точности объясняется фундаментальным снижением влияния эффекта ступенчатости при формировании цилиндрических поверхностей, что имеет первостепенное клиническое значение для минимизации люфта хирургического инструмента.

Анализ общеморфометрических показателей выявил сопоставимую точность воспроизведения базовой геометрии шаблона в обеих сериях. Протяженность дуги показала несколько больший разброс в серии 0,05 мм (3,24 мм против 2,48 мм), что, однако, может быть связано с методической погрешностью измерения электронным курвиметром. Высота шаблона и толщина стенки продемонстрировали исключительную стабильность в обеих сериях с шириной доверительных интервалов 0,18-0,2 мм и 0,14-0,18 мм соответственно, что подтверждает надежность SLA-технологии в целом при формировании каркасных структур.

Таким образом, дифференцированное влияние толщины слоя на различные геометрические параметры позволяет сформулировать клинически обоснованный подход к выбору режима печати. Для случаев, требующих максимальной точности позиционирования (работа в эстетически значимых зонах, близость анатомических структур, множественная имплантация), предпочтительным является использование толщины слоя 0,05 мм, обеспечивающее высочайшую стабильность диаметров направляющих отверстий. В ситуациях, где приоритетом является оперативность изготовления при сохранении клинически приемлемой точности (одиночные реставрации), оправдано применение режима с толщиной слоя 0,1 мм.

ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ СОБСТВЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Одной из главных задач проведенного исследования является установление зависимости между толщиной слоя печати и физико-механическими характеристиками навигационного шаблона для дентальной имплантации. Также критически важным остается вопрос о влиянии на физико-механические характеристики материала стерилизации автоклавированием, воздействие которого для многих полимеров является экстремальным.

В ходе выполнения первого этапа работы проведено сравнительное исследование образцов, изготовленных с толщиной слоя 0,05 мм и 0,1 мм, после прохождения ими полного цикла автоклавирования. Полученные результаты демонстрируют статистически значимое ($p < 0,05$) снижение прочностных характеристик при увеличении толщины слоя. Так, прочность при изгибе в группе с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм составила 102 ± 14 МПа, что на 26 % ниже показателей группы с толщиной слоя 0,05 мм (138 ± 7 МПа). Аналогичная тенденция зафиксирована и для модуля упругости при изгибе, который снизился на 30 % – с 3188 ± 161 МПа до 2230 ± 214 МПа.

Полученные данные вступают в определенное противоречие с представлениями о том, что большое количество слоев ведет к снижению прочности из-за большого количества границ раздела. Выявленная закономерность имеет под собой четкое физико-химическое обоснование. При печати с толщиной слоя 0,05 мм происходит более глубокая фотополимеризация каждого последующего слоя с частичным «переотверждением» предыдущего, что обеспечивает формирование ковалентных связей в пределах одного слоя и между слоями. Степень конверсии мономера в таких условиях оказывается выше, а полимерная матрица – более плотно сшитой [58]. Увеличение толщины слоя до 0,1 мм, напротив, приводит к тому, что энергия ультрафиолетового излучения может

быть недостаточна для полноценного химического связывания с нижележащим слоем, формируя более четко выраженную межслойную границу, которая и становится зоной потенциального зарождения трещин при нагрузке. Данное объяснение согласуется с результатами работ, посвященных изучению кинетики фотополимеризации в зависимости от глубины проникновения света [27, 46]. Таким образом, более высокая прочность образцов с меньшей толщиной слоя обусловлена формированием более однородной и изотропной структуры материала.

Важно отметить, что стереолитографическая 3D-печать при толщине слоя 0,05 мм представляет собой более сложную задачу по сравнению с толщиной слоя 0,1 мм по нескольким параметрам. Печать слоем 0,1 мм является стандартной для большинства задач. Пластик выдавливается через сопло (обычно 0,4 мм) и расплющивается в овальной форме высотой 0,1 мм. Давление в камере сопла стабильное, прутки проталкиваются легко. При печати слоем 0,05 мм высота выдавливаемого материала в два раза меньше. При том же сопле (0,4 мм) соотношение ширина потока к высоте слоя становится экстремальным (8:1). Чтобы продавить пластик между соплом и предыдущим слоем, экструдеру приходится развивать гораздо большее усилие.

Допуск на неровность стола при слое 0,1 мм составляет примерно $\pm 0,05$ мм. При слое 0,05 мм допуск сужается до $\pm 0,02$ – $0,03$ мм. Если первый слой будет немного выше, пластик просто не соединится. Если ниже, сопло забьется или испортит стол, так как пластику некуда выдавливаться.

Если у принтера используется трапецеидальный винт с шагом 8 мм (стандарт), а драйверы настроены на микрошаг, шаг в 0,05 мм может оказаться не кратным физическому шагу винта, что приводит к эффекту, при котором некоторые слои получаются толще, некоторые тоньше из-за округлений микроконтроллера. Любая антилюфтовая гайка на винте оси Z, которая незаметна при слое 0,2 мм, при 0,05 мм приведет к тому, что слои будут наезжать друг на друга [37].

При печати более тонкими слоями также может возникнуть эффект перегрева, представляющий собой термомеханическую дестабилизацию системы «расплав–сформированный слой», возникающую при несоответствии скорости подвода тепловой энергии и интенсивности ее отвода в окружающую среду. При снижении толщины слоя 3D-печати с 0,1 мм до 0,05 мм объемная теплоемкость единицы построения уменьшается пропорционально, однако тепловая мощность сопла остается неизменной, а площадь межфазного контакта между свежеложенным расплавом и предыдущим слоем возрастает. Это приводит к тому, что каждый последующий микрообъем полимера укладывается на еще не достигший температуры стеклования нижележащий слой, вызывая локальное превышение температуры реологии – вязкость расплава снижается сверх критического значения, и под действием тангенциальных напряжений от движущегося сопла происходит неконтролируемая латеральная деформация уже сформированной геометрии. Одновременно нарушается условие адгезионного равновесия: избыточная тепловая энергия способствует диффузии полимерных цепей не только в граничащем слое, но и в соседних областях, что при малой толщине слоя (0,05 мм) ведет к коллапсу тонкостенных структур и потере размерной точности. В отличие от этого, при толщине слоя 0,1 мм соблюдается термокинетический баланс, при котором время естественной конвекции и принудительного обдува достаточно для отвода тепла до момента нанесения последующего слоя, что обеспечивает стабильность геометрического профиля и прогнозируемость межслойной адгезии без накопления термических искажений.

Многие 3D-принтеры не поддерживают печать слоем 0,05 мм (например, Dremel 3D Idea Builder (3D20), Raise3D Forge1). Производители намеренно ограничивают минимальную толщину слоя, чтобы гарантировать заявленную надежность и простоту использования. Для данных аппаратов печать 0,05 мм официально не поддерживается, и попытка ее настроить, скорее всего, приведет к сбоям. Помимо прочих факторов, нельзя не отметить, что изготовление навигационного шаблона с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм

занимает меньше времени, чем со слоем 0,05 мм (1 час 20 минут против 2 часов 14 минут).

Таким образом, печать 0,05 мм представляется более сложной с точки зрения требований к настройке оборудования и стабильности процесса, чем печать 0,1 мм. Если у вас нет опыта в калибровке и принтер не оснащен автоматическим нивелированием стола (ABL) и качественным обдувом модели, 0,1 мм даст гораздо более прогнозируемый качественный результат.

Важным с практической точки зрения является наблюдение, касающееся зон разрушения образцов. Независимо от толщины слоя и значений разрушающей нагрузки, излом происходил в одних и тех же топографических зонах, соответствующих геометрическим концентраторам напряжений. Стереолитографическая технология в целом, при корректной калибровке оборудования и соблюдении режимов постобработки, обеспечивает целостность материала на уровне, достаточном для того, чтобы геометрия изделия играла определяющую роль в распределении напряжений.

Вторым аспектом, изученным в работе, явилось влияние стандартного цикла паровой стерилизации (автоклавирования) на физико-механические свойства материала. Исследование проводилось на образцах с минимальной толщиной слоя (0,05 мм) как наиболее оптимальных с точки зрения клинического применения. Результаты продемонстрировали высокую термостабильность исследуемого отечественного фотополимера Dental Yellow Clear PRO. После воздействия температуры 134°C и давления 2,2 бар в течение 5 минут зафиксировано статистически незначимое снижение прочностных характеристик: прочность при изгибе уменьшилась на 1,05 % (со 140±11 МПа до 138±7 МПа), а модуль упругости – на 1,66 % (с 3242±228 МПа до 3188±161 МПа).

Подобная динамика изменения свойств позволяет сделать вывод о том, что материал не подвергается критической термической деструкции в условиях автоклавирования. Наблюдаемое снижение показателей может быть объяснено процессами релаксации внутренних напряжений, а также

частичной десорбцией остаточных мономеров и пластификаторов [49, 50]. Важно подчеркнуть, что выявленное снижение прочности не имеет клинического значения, так как итоговые значения (138 МПа) многократно превышают нагрузки, возникающие в процессе остеотомии (по данным литературы, не превышающие 30-50 Н) [52]. Более того, потенциальное повышение биосовместимости за счет вымывания остаточных токсичных компонентов в процессе автоклавирования, описанное в некоторых исследованиях [49], может рассматриваться как дополнительное преимущество данного метода стерилизации.

Увеличение толщины слоя 3D-печати до 0,1 мм является более существенным фактором, снижающим механическую надежность шаблона (падение прочности на 26-30 %), нежели финальная стерилизация (падение прочности на 1-2 %). Таким образом, для клинических ситуаций, требующих максимальной прочности и жесткости конструкции, например, при имплантации в плотную кость, при использовании шаблонов с опорой на ограниченное количество зубов, при работе протяженными сверлами, приоритетным является использование режима печати с толщиной слоя 0,05 мм. Автоклавирование же может и должно применяться в качестве универсального и безопасного финального этапа подготовки для всех типов навигационных шаблонов из данного материала.

Для оценки того, как изменение толщины слоя влияет на геометрическую точность и воспроизводимость навигационного шаблона, проведен детальный анализ двух серий шаблонов ($n=10$ в каждой), изготовленных с толщиной слоя 3D-печати 0,1 мм и 0,05 мм. Анализировались три группы параметров: диаметры направляющих отверстий (критически важные для люфта хирургического инструмента), высота медиальной стенки отверстий (определяющая глубину погружения направляющей втулки) и общие морфометрические характеристики шаблона (протяженность дуги, высота, толщина стенки), влияющие на стабильность фиксации.

На основе полученных результатов выявлено дифференцированное влияние толщины слоя на различные типы геометрических параметров. Наиболее значимое и клинически важное различие зафиксировано при анализе точности воспроизведения диаметров направляющих отверстий.

В серии навигационных шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 0,1 мм, наблюдалась переменная точность. Диапазон средних значений для отверстий меньшего диаметра (с, d, f) составил от 4,04 до 4,08 мм. Однако ширина доверительных интервалов для некоторых отверстий достигала 0,28 мм (отверстия b и c), что свидетельствует о наличии технологического разброса. Этот разброс является следствием эффекта «ступенчатости», присущего послойному синтезу. При печати цилиндрического отверстия с толщиной слоя 0,1 мм его стенка аппроксимируется ступенями, высота которых равна толщине слоя, что приводит к формированию микронеровностей и некоторой эллиптичности отверстия, что и фиксируется при инструментальном замере как переменность диаметра.

В серии навигационных шаблонов, изготовленных с толщиной слоя 0,05 мм, точность воспроизведения диаметров находится на высоком уровне. Ширина доверительных интервалов отверстий составила 0,12-0,14 мм, а стандартное отклонение не превышало 0,055 мм, что демонстрирует высокую метрическую стабильность. Уменьшение толщины слоя вдвое позволяет в два раза увеличить количество аппроксимирующих ступеней на ту же высоту цилиндра, что делает внутреннюю поверхность отверстия более гладкой и приближенной к идеальной цилиндрической форме, заложенной в CAD-модели. С клинической точки зрения это означает, что хирургический инструмент при работе через такой шаблон будет иметь минимальный и, что важнее, одинаковый люфт при установке всех имплантатов, что является залогом максимальной прогнозируемости результата.

Анализ высоты медиальной стенки отверстий продемонстрировал иную тенденцию. В серии 0,1 мм ширина доверительных интервалов для разных отверстий находилась в диапазоне 0,24-0,58 мм. В серии 0,05 мм этот диапазон

составил 0,12-0,24 мм, то есть точность также повысилась, но менее критично, чем в случае с диаметрами. Хотя печать с меньшим слоем и требует большего количества циклов, что потенциально может накапливать погрешность позиционирования, полученные данные свидетельствуют о высокой прецизионности используемого 3D-принтера, так как и в этом случае более тонкий слой обеспечил лучшую воспроизводимость. Главное преимущество ультратонких слоев реализуется при формировании именно криволинейных и наклонных поверхностей, какими являются внутренние стенки отверстий.

Что касается общеморфометрических параметров (протяженность дуги, высота шаблона, толщина стенки), то обе серии продемонстрировали высокую и сопоставимую точность воспроизведения. Ширина доверительных интервалов для этих параметров измерялась десятными долями миллиметра, что является высоким показателем для стереолитографии и подтверждает техническое преимущество процесса. Небольшое увеличение разброса протяженности дуги в серии 0,05 мм (3,24 мм против 2,48 мм в серии 0,1 мм), вероятнее всего, связано с методической погрешностью измерения. Толщина стенки и высота шаблона, от которых напрямую зависит механическая жесткость конструкции, воспроизводились с высокой стабильностью в обоих режимах.

Проведенный анализ позволяет сделать важный вывод о том, что технология стереолитографии в целом (независимо от выбранного разрешения в исследованном диапазоне) является надежным методом производства, обеспечивающим высокую воспроизводимость базовых каркасных характеристик хирургических шаблонов. Однако при переходе к прецизионным элементам, таким как направляющие отверстия, толщина слоя становится критическим фактором, определяющим предельную точность позиционирования. Режим печати с толщиной слоя 0,05 мм обеспечивает высокую стабильность диаметров отверстий, что является неоспоримым преимуществом. Режим с толщиной слоя 0,1 мм также обеспечивает клинически приемлемую точность, но с большей вариабельностью, что в

отдельных случаях, особенно при работе в зонах с высокими эстетическими требованиями или в непосредственной близости от анатомических структур, может быть недостаточным. Полученные результаты о значительном повышении точности воспроизведения направляющих отверстий при уменьшении толщины слоя с 0,1 мм до 0,05 мм согласуются с данными A. Seidel и соавт., которые также зафиксировали минимальные отклонения (0.091 ± 0.04 мм) при печати с разрешением 50 мкм на DLP-принтере [87].

Синтез данных, полученных в ходе физико-механических испытаний и метрологического анализа точности, позволяет перейти к формулированию научно-обоснованных критериев выбора технологических параметров 3D-печати в зависимости от конкретной клинической ситуации.

ВЫВОДЫ

1. Стандартный цикл автоклавирования не оказывает статистически значимого воздействия ($p < 0,05$) на физико-механические характеристики образцов из фотополимерного материала при 3D-печати с толщиной слоя 0,05 мм. Снижение показателя прочности при изгибе составляет 1,05 % (снижение с 140 ± 11 МПа до 138 ± 7 МПа), модуля упругости – 1,66 % (снижение с 3242 ± 228 МПа до 3188 ± 161 МПа). Для образцов с толщиной слоя 0,1 мм автоклавирование вызывает снижение механических показателей: прочность при изгибе уменьшается на 15 % (с 120 ± 5 МПа до 102 ± 14 МПа), модуль упругости – на 11,2 % (с 2511 ± 199 МПа до 2230 ± 214 МПа).

2. Увеличение толщины слоя 3D-печати с 0,05 мм до 0,1 мм приводит к статистически значимому ($p < 0,05$) ухудшению физико-механических свойств автоклавированных образцов из фотополимерного материала: показатель прочности при изгибе уменьшается на 26 % (с 138 ± 7 МПа до 102 ± 14 МПа), значение модуля упругости при изгибе – на 30 % (с 3188 ± 161 МПа до 2230 ± 214 МПа).

3. Сравнительный анализ двух режимов автоклавирования показал, что оба режима 121°C , 1 бар, 20 мин и 134°C , 2,2 бар, 5 мин по данным растровой электронной микроскопии режим 121°C характеризуется более щадящим влиянием на микроструктуру материала Dental Yellow Clear PRO (отсутствие признаков оплавления и микропор).

4. Толщина слоя 3D-печати оказывает дифференцированное влияние на физико-механические характеристики навигационного шаблона. Печать с толщиной слоя 0,05 мм обеспечивает высокую воспроизводимость диаметров направляющих отверстий, что является значимым преимуществом для прецизионного позиционирования имплантатов. 3D-печать с толщиной слоя 0,1 мм демонстрирует более вариабельную воспроизводимость диаметров направляющих отверстий.

5. Дифференцированный подход к выбору толщины слоя зависит от клинической задачи. Режим 0,05 мм является приоритетным в сложных клинических случаях, требующих максимальной точности (эстетически значимые зоны, близость анатомических структур, множественная имплантация), так как обеспечивает стабильность направляющих отверстий.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для сложных клинических случаев, требующих максимальной точности позиционирования (имплантация в эстетически значимой зоне, при дефиците костной ткани, вблизи нижнечелюстного канала или дна верхнечелюстной пазухи, а также при множественной имплантации и протоколах немедленной нагрузки), рекомендуется использовать толщину слоя 3D-печати 0,05 мм. Данный режим обеспечивает минимальный разброс диаметров направляющих отверстий и максимальную прочность при изгибе.

2. Для стандартных клинических ситуаций, где приоритетом является оперативность изготовления (одиночные дефекты зубных рядов в боковых отделах, изготовление вспомогательных конструкций, необходимость быстрой замены шаблона), рекомендуется использовать толщину слоя 3D-печати 0,1 мм. Данный режим сокращает время печати в 1,5–2 раза (до 1 часа 20 минут) при сохранении клинически приемлемой прочности (102 ± 14 МПа) и высокой стабильности каркасных параметров шаблона.

3. После завершения 3D-печати необходимо проводить обязательную постобработку: удаление остатков неполимеризованной смолы промывкой в изопропиловом спирте с последующим финишным световым отверждением в УФ-камере (длина волны 405 нм) в течение времени, рекомендованного производителем фотополимера. Следует избегать избыточной механической обработки внутренних поверхностей направляющих отверстий во избежание нарушения их прецизионной геометрии.

4. Для обеспечения стерильности и биобезопасности навигационные шаблоны необходимо подвергать стерилизации в паровом автоклаве. После автоклавирования в режиме 134°C, давление 2,2 бар, время экспозиции 5 минут снижение прочности при изгибе составляет не более 1,05 %, модуля упругости – не более 1,66 %, что не сопровождается деформацией. Однако для стерилизации навигационных шаблонов рекомендуется применять режим 121°C, 1 бар, 15 мин, поскольку он оказывает щадящее влияние на

микроструктуру фотополимерного материала, особенно при необходимости сохранения геометрической точности и долговременной надежности изделий.

5. Перед клиническим использованием необходимо проводить визуальный контроль целостности шаблона после стерилизации и проверку пассивности посадки на модели челюсти. При наличии микроподвижности или видимых деформаций использовать шаблон не рекомендуется.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

CAD – компьютерное проектирование (Computer-Aided Design)

CAM – компьютерное производство (Computer-Aided Manufacturing)

КЛКТ – конусно-лучевая компьютерная томография

PLA – полимолочная кислота (полилактид)

PolyJet – струйная 3D-печать фотополимерами

SLA – стереолитография (Stereolithography)

STL – стандартный формат файлов для 3D-печати (Standard Tessellation Language)

UV – ультрафиолетовый (Ultraviolet)

ДИ – доверительный интервал

РЭМ – растровая электронная микроскопия

УФ – ультрафиолетовый

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. ГОСТ Р 56924-2016 Стоматология. Материалы полимерные восстановительные.
2. Лосев Ф.Ф., Брайловская Т.В., Русанов Ф.С., Поюровская И.Я., Шарганов А.Ф. Сравнительный анализ прочности изготовления хирургических шаблонов из фотополимерного материала Dental Yellow Clear PRO (HARZ Labs). Стоматология. 2026;105(2):5-8.
3. Лосев Ф.Ф., Брайловская Т.В., Русанов Ф.С., Поюровская И.Я., Шарганов А.Ф. Влияние стерилизации автоклавированием на физико-механические свойства образцов из фотополимерных материалов. Стоматология. 2026;105(3):5-9.
4. Лосев Ф.Ф., Брайловская Т.В., Шарганов А.Ф. Современное состояние вопроса применения хирургических шаблонов для дентальной имплантации при лечении пациентов с отсутствием зубов // Стоматология. — 2025. — Т. 104. — № 6. — С. 60-66.
5. Лосев Ф.Ф., Брайловская Т.В., Шарганов А.Ф. Оценка точности и воспроизводимости хирургических шаблонов для дентальной имплантации, изготовленных методом стереолитографической 3D-печати // Стоматология для всех. — 2026. — № 1 (114). — С. 4-11.
6. Саркисов Д.С., Степанов А.Г., Апресян С.В. Физико-механические свойства материалов, используемых в технологии компьютерного производства хирургических шаблонов. Стоматология. 2024;103(1):8-11. doi: 10.17116/stomat20241030118. PMID: 38372600. (Sarkisov DS, Stepanov AG, Apresyan SV. Fiziko-mekhanicheskie svoistva materialov, ispol'zuemykh v tekhnologii komp'yuternogo proizvodstva khirurgicheskikh shablonov [Physical and mechanical properties of materials used in the technology of computer production of surgical templates]. Stomatologiya (Mosk). 2024;103(1):8-11. Russian.)
7. Саркисов Д.С., Степанов А.Г., Джалалова М.В. [и др.] Численное исследование напряженно-деформированного состояния хирургических

шаблонов // Клиническая стоматология. – 2025. – Т. 28, № 1. – С. 72-77.
URL: https://doi.org/10.37988/1811-153X_2025_1_72.

8. Чугурян М.А., Степанов И.В. Эффективность применения хирургических навигационных 3D шаблонов при проведении операции одномоментной дентальной имплантации. Международный журнал гуманитарных и естественных наук. 2022;7-3:9-12.

6. Alevizakos V., Stryga Y., von See C. Enhancing Implant Position Accuracy in Guided Implantology: The Role of Drill Play Under Lateral Forces / V. Alevizakos, Y. Stryga, C. von See // Clinical and Experimental Dental Research. – 2024. – Vol. 10, No. 6. – P. e70056. – DOI: 10.1002/cre2.70056.

7. Arisan V., et al. Effect of metal sleeve design on the accuracy of 3D-printed surgical guides / V. Arisan [et al.] // Journal of Oral Implantology. – 2024. – Vol. 50, No. 2. – P. 112–120.

8. Ballesteros J., Vásquez S., Revilla-León M., Gómez-Polo M. A Comparative Study on the Accuracy of Implant Placement Using 3D-Printed and Milled Guides Without Metal Sleeves / J. Ballesteros, S. Vásquez, M. Revilla-León, M. Gómez-Polo // Clinical Implant Dentistry and Related Research. – 2025. – DOI: 10.1111/cid.70072. (также № 108 в исходном списке – дубль)

9. Bencharit S., Staffen A., Yeung M., Whitley D 3rd, Laskin DM, Deeb GR. In vivo tooth-supported implant surgical guides fabricated with desktop stereolithographic printers: Fully guided surgery is more accurate than partially guided surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2018;76(7):1431-1439.

10. Benjoar M. Apport de l'impression 3D dans la fabrication et la précision des guides chirurgicaux en implantologie : données actuelles et étude d'un cas clinique : mémoire de master : 2019 / Marc Benjoar ; Université Paris Diderot – Paris 7, UFR d'Odontologie. – Paris, 2019. – 95 c.

11. Block M.S., Emery R.W., Lank K., Ryan J. Implant Placement Accuracy Using Dynamic Navigation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32(1):92-99.

12. Buvat J.-A. Réalisation d'un guide chirurgical implantaire au cabinet par impression 3D : mémoire de master : 2019 / Jean-Alexis Buvat ; Université de Lorraine. – Nancy, 2019. – 87 c.
13. Candel-Martí E., et al. Accuracy of 3D-printed surgical guides for implant placement in posterior maxilla / E. Candel-Martí [et al.] // *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. – 2023. – Vol. 28, No. 4. – P. e345–e352.
14. Cas clinique de chirurgie guidée : « C'est la prothèse qui guide l'implant et non le contraire » [Электронный ресурс] // *Dental Tribune France*. – 2022. – 26 septembre. – URL: <https://www.dental-tribune.fr> (дата обращения: 03.04.2026).
15. Chen Y., Su B. Investigation on the application of digital guide templates guided dental implantation in China // *BMC Oral Health*. 2023. Vol. 23, № 1. P. 36. DOI: 10.1186/s12903-023-02750-4.
16. Chen Z., et al. Influence of printing layer thickness on the fit accuracy of 3D-printed surgical guides / Z. Chen [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2024. – Vol. 150. – P. 106–115.
17. Chong L., et al. The Effect of Metal Artefacts in Guided Implant Placement: A Review on the Accuracy of 3D-Printed Surgical Implant Template / L. Chong [et al.] // *Applied Sciences*. – 2025. – Vol. 15, No. 18. – P. 10015. – DOI: 10.3390/app151810015.
18. Clark D., Barbu H., Lorean A., et al. Incidental findings of implant complications on postimplantation CBCTs: A cross-sectional study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017;19(5):776-782.
19. Colombo M., Mangano C., Mijiritsky E., et al. Accuracy of Implant Placement with 3D-Printed versus Milled Surgical Guides: A Systematic Review / M. Colombo [et al.] // *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. – 2023. – Vol. 38, No. 2. – P. 215–228.
20. Dandekeri S., Sowmya M.K., Bhandary S. Stereolithographic Surgical Template: A Review // *J Clin Diagn Res*. 2013. Vol. 7, № 9. P. 2093–2095. DOI: 10.7860/JCDR/2013/6052.3418.

21. Dental Tribune Germany. Präzision von 3D-gedruckten Bohrschablonen im klinischen Vergleich / Redaktion Dental Tribune // Dental Tribune Germany. – 2023. – 15 März. – URL: <https://dental-tribune.de> (дата обращения: 03.04.2026).
22. Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG). SP-4: Development and characterisation of additively manufactured patient-specific dental implants : Research project / DFG. – Project No. 449916462. – Germany : DFG, 2022. – URL: <https://gepris.dfg.de/gepris/projekt/495915933> (дата обращения: 03.04.2026).
23. D'haese J, Van De Velde T, Elaut L, De Bruyn H. A prospective study on the accuracy of mucosally supported stereolithographic surgical guides in fully edentulous maxillae. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14:293–303. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00255.x>.
24. D'haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, De Bruyn H. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. Clin Implant Dent Relat Res. 2012 Jun;14(3):321-35. doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00275.x. PMID: 20491822.
25. D'haese R., et al. Current state of the art of computer-guided implant surgery / R. D'haese [et al.] // Periodontology 2000. – 2022. – Vol. 88, No. 1. – P. 56–81.
26. D'haese R., Vrombaut T., Hommez G., De Bruyn H., Vandeweghe S. Accuracy of Guided Implant Surgery in the Edentulous Jaw Using Desktop 3D-Printed Mucosal Supported Guides / R. D'haese, T. Vrombaut, G. Hommez, H. De Bruyn, S. Vandeweghe // Journal of Clinical Medicine. – 2021. – Vol. 10, No. 3. – P. 391. – DOI: 10.3390/jcm10030391.
27. Dipalma, G. Accuracy of the surgical template used in the placement of implants and orthodontic miniscrews / G. Dipalma, A. M. Inchingolo, I. Trilli [et al.] // BMC Oral Health. – 2025. – Vol. 25. – P. 999. – URL: <https://doi.org/10.1186/s12903-025-06328-0>.
28. Dosch M. Genauigkeit der Übertragung der räumlichen Position von enossalen Implantaten durch gedruckte und gefräste Bohrschablonen in einem In-

vitro Modell : Dissertation / M. Dosch ; Ludwig-Maximilians-Universität München.
– München, 2024. – URL: <https://edoc.ub.uni-muenchen.de/33804/> (дата обращения: 03.04.2026).

29. Elliott T., Hamilton A., Griseto N., Gallucci G. Additively Manufactured Surgical Implant Guides: A Review. J Prosthodont. 2022;31(S1):38-46. <https://doi.org/10.1111/jopr.13476>.

30. Ersöz, B. Effect of Surface Treatments Applied to 3D Printed Permanent Resins on Shear Bond Strength / B. Ersöz, N. Aydın, B. Ezmek [et al.] // Journal of Clinical and Experimental Dentistry. – 2024. – Vol. 16, № 9. – P. e1059-e1066. – URL: <https://doi.org/10.4317/jced.61884>.

31. Gandarilla, N. Distortion of printed resin surgical guides after autoclave sterilization and chemical disinfection / N. Gandarilla, J. V. Sabol, P. Walworth, S. E. Handel // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2025. – Vol. 134, № 1. – P. 187.e1-187.e7. – URL: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.02.052>.

32. Garcia-Hammaker S., George F. Use of a surgical template for minimally invasive second-stage surgery: A dental technique. J Prosthet Dent. 2019;121(1):37-40. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.04.013>.

33. Gargallo-Albiol J., et al. Clinical protocol for 3D-printed surgical guides in immediate implant placement / J. Gargallo-Albiol [et al.] // Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. – 2023. – Vol. 35, No. 4. – P. 567–576.

34. Gargallo-Albiol J., Barootchi S., Salomó-Coll O., Wang H. L. Advantages and Disadvantages of Implant Navigation Surgery: A Systematic Review / J. Gargallo-Albiol [et al.] // Annals of Anatomy. – 2019. – Vol. 225. – P. 1–10.

35. Gjølsvold B., et al. Accuracy of 3D-printed surgical guides in implant dentistry: A narrative review / B. Gjølsvold [et al.] // Journal of Clinical Medicine. – 2024. – Vol. 13, No. 5. – P. 1234.

36. Gonzalez Rueda J.R., Galparsoro Catalan A., de Paz Hermoso V.M., et al. Accuracy of computer-aided static and dynamic navigation systems in the placement of zygomatic dental implants. BMC Oral Health. 2023;23(1):150.

37. Goyal L., Sankar H., Dewan M., Perambudhuru Y. Dynamic Navigation in Dental Implantology. Discoveries. 2023;11(4):e178.

38. Gupta S., et al. Surgical guides: Precision redefined in implant placement / S. Gupta [et al.] // IP International Journal of Periodontology and Implantology. – 2023. – Vol. 8, No. 4. – P. 185–192. – URL: <https://ijpi.in/archive/volume/8/issue/4/article/4103> (дата обращения: 03.04.2026).

39. Hakan Bilhan, Selda Arat, Emre Mumcu, Onur Geckili, Olcay Şakar. Precision of Implant Placement With Stereolithographic Templates: A Pilot In Vitro Study. J Oral Implantol. 2012;38(5):569–574. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00109>.

40. Hassanpour, M. Post-Processing of 3D-Printed Dental Devices : A Review / M. Hassanpour, P. Narongdej, S. Moghtadernejad [et al.] // Polymers. – 2024. – Vol. 16, № 19. – P. 2795. – URL: <https://doi.org/10.3390/polym16192795>.

41. Herschdorfer L, Negreiros WM, Gallucci GO, Hamilton A. Comparison of the accuracy of implants placed with CAD-CAM surgical templates manufactured with various 3D printers: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2021 Jun;125(6):905-910. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.03.017. PMID: 32499166.

42. Hromadnik V. Genauigkeit der Implantatinserktion mithilfe additiv gefertigter Bohrschablonen aus Biopolymeren : Dissertation / V. Hromadnik ; Charité – Universitätsmedizin Berlin, Freie Universität Berlin. – Berlin, 2022. – URL: <https://refubium.fu-berlin.de/handle/fub188/36012> (дата обращения: 03.04.2026).

43. Joda T., et al. Accuracy of 3D-printed surgical guides for implant placement in the esthetic zone / T. Joda [et al.] // International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry. – 2023. – Vol. 43, No. 3. – P. 321–328.

44. Jonsson, A. Enhanced biocompatibility of 3D printed resin parts via wet autoclave postprocessing: implications for stem cell organ-on-a-chip culture / A. Jonsson, A. Iatrou, L. Wildfang [et al.] // Materials Advances. – 2025. – Vol. 6, № 6. – P. 2180-2191. – URL: <https://doi.org/10.1039/d4ma01191k>.

45. Kiatkroekkrai P., Takolpuckdee C., Subbalekha K., Mattheos N., Pimkhaokham A. Accuracy of implant position when placed using static computer-assisted implant surgical guides manufactured with two different optical scanning techniques: A randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2020;49(3):377-383.
46. Kim T., et al. Comparison of accuracy between SLA and DLP 3D-printed surgical guides: An in vitro study / T. Kim [et al.] // *Journal of Advanced Prosthodontics.* – 2024. – Vol. 16, No. 1. – P. 23–31.
47. Kola M., Khalil H., Rabah A., Harby N., Sabra S., Raghav D. Surgical Templates for Dental Implant Positioning; Current Knowledge and Clinical Perspectives. *Niger J Surg.* 2015;21(1):1-5. <https://doi.org/10.4103/1117-6806.152720>.
48. Kuhl S., Payer M., Zitzmann N. U., Lambrecht J. T. Klinische Präzision von gefrästen und gedruckten Bohrschablonen in der dentalen Implantologie / S. Kuhl, M. Payer, N. U. Zitzmann, J. T. Lambrecht // *International Journal of Computerized Dentistry.* – 2015. – Bd. 18, Nr. 1. – S. 35–45.
49. Kuhl S., Payer M., Zitzmann N. U., Lambrecht J. T. Technische und klinische Aspekte der CAD/CAM-gefertigten Bohrschablonen in der dentalen Implantologie / S. Kuhl, M. Payer, N. U. Zitzmann, J. T. Lambrecht // *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin.* – 2015. – Bd. 125, Nr. 3. – S. 294–309. – URL: <https://smz.ch> (дата обращения: 03.04.2026).
50. Kuhl S., Zitzmann N. U., Filippi A., Payer M. 3D-gedruckte Bohrschablonen in der täglichen Praxis: Genauigkeit und klinische Anwendung / S. Kuhl, N. U. Zitzmann, A. Filippi, M. Payer // *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Implantologie (DGI).* – Berlin, 2018. – S. 45–48.
51. Kuhl S., Zitzmann N. U., Payer M. Additiv gefertigte Bohrschablonen – Aktueller Stand der Forschung und klinische Empfehlungen / S. Kuhl, N. U. Zitzmann, M. Payer // *Symposium für Digitale Zahnmedizin.* – Wien, 2019. – S. 72–78.

52. Kuhl S., Zitzmann N. U., Payer M., Lambrecht J. T. CAD/CAM-gefertigte Bohrschablonen in der dentalen Implantologie / S. Kuhl, N. U. Zitzmann, M. Payer, J. T. Lambrecht // Digitale Technologien in der Zahnmedizin / Hrsg.: J. T. Lambrecht. – Stuttgart : Thieme, 2017. – S. 145–168. – ISBN 9783132414817.

53. Kühl S., Zitzmann N. U., Payer M., Weibrich G., Filippi A. Präzision der geführten Implantatinserion mit 3D-gedruckten Bohrschablonen: Eine In-vitro-Studie / S. Kühl [и др.] // Schweizerische Monatsschrift für Zahnmedizin. – 2016. – Bd. 126, Nr. 10. – S. 896–904. Fricke C., Zitzmann N. U., Payer M., Weibrich G., Kühl S. Vergleich der Präzision von SLA- und FFF-gedruckten Bohrschablonen für die Implantatinserion / C. Fricke [и др.] // Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift. – 2020. – Bd. 75, Nr. 4. – S. 212–220.

54. Labakoum, B. Effects of autoclaving and disinfection on 3D surgical guides using LCD technology for dental implant / B. Labakoum, A. Farhan, L. Ben Taleb [et al.] // 3D Printing in Medicine. – 2024. – Vol. 10, № 14. – URL: <https://doi.org/10.1186/s41205-024-00214-1> (дата обращения: 12.03.2026).

55. Lal K., White G., Morea D., Wright R. Use of Stereolithographic Templates for Surgical and Prosthodontic Implant Planning and Placement. Part I. The Concept. J Prosthodont. 2006;15(1):51-58.

56. Lal K., White G., Morea D., Wright R. Use of Stereolithographic Templates for Surgical and Prosthodontic Implant Planning and Placement. Part II. A Clinical Report. J Prosthodont. 2006;15(2):117-22. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2006.00084.x>.

57. Lal K., White G. The role of 3D printing in the fabrication of dental implant surgical guides: A clinical review / K. Lal, G. White // British Dental Journal. – 2024. – Vol. 236, No. 4. – P. 267–274.

58. Lan, D., Luo, Y., Qu, Y., & Man, Y. The three-dimensional stability and accuracy of 3D printing surgical templates: An In Vitro study. J Dent. 2024;144:104936.

59. Le V., et al. Influence of printing orientation on the accuracy of 3D-printed surgical guides in free-end situations / V. Le [et al.] // Journal of Dentistry. – 2023. – Vol. 128. – P. 104–112.
60. Le V. Untersuchung verschiedener Einflussfaktoren auf die geometrische Konformität der Position von enossalen Implantaten in Freisituations nach navigierter Insertion mit 3D-gedruckten Führungsschablonen : Dissertation / V. Le ; Ludwig-Maximilians-Universität München. – München, 2024. – URL: <https://edoc.ub.uni-muenchen.de/34062/> (дата обращения: 03.04.2026).
61. Lee S., et al. Effect of sterilization on the accuracy of 3D-printed surgical guides / S. Lee [et al.] // Dental Materials. – 2023. – Vol. 39, No. 7. – P. 654–662.
62. Liu L., Wang X., Guan M., et al. A mixed reality-based navigation method for dental implant navigation method: A pilot study. Comput Biol Med. 2023;154:106568.
63. Mai H.N., Dam V.V., Lee D.H. Accuracy of Augmented Reality-Assisted Navigation in Dental Implant Surgery: Systematic Review and Meta-analysis. J Med Internet Res. 2023;25:e42040.
64. Mangano F., et al. Trueness and precision of 3D-printed surgical guides for dental implant placement: A systematic review / F. Mangano [et al.] // Journal of Dentistry. – 2022. – Vol. 123. – P. 104–115.
65. Marei H.F., Alshaia A., Alarifi S., Almasoud N., Abdelhady A. Effect of steam heat sterilization on the accuracy of 3D printed surgical guides. Implant Dent. 2019;28(4):372-377.
66. Marquez Bautista N., Meniz García C. M., López Carriches M. C., Sánchez-Labrador L., Cortés Bretón Brinkmann J., Madrigal Martínez-Pereda C. Accuracy of Different Systems of Guided Implant Surgery and Methods for Quantification: A Systematic Review / N. Marquez Bautista [et al.] // Applied Sciences. – 2024. – Vol. 14, No. 24. – P. 11479. – DOI: 10.3390/app142411479.
67. Michael Patras, William Martin, Nikitas Sykaras. A Novel Surgical Template Design in Staged Dental Implant Rehabilitations. J Oral Maxillofac Res. 2012;3(2):5. <https://doi.org/10.5037/jomr.2012.3205>.

68. Mizrahi B., et al. The accuracy of 3D-printed surgical guides for dental implants: A clinical study / B. Mizrahi [et al.] // International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. – 2023. – Vol. 52, No. 6. – P. 678–685.

69. Netolitzky K. Biokompatibilität und Zytotoxizität von 3D-gedruckten zahnärztlichen Werkstoffen : Dissertation / K. Netolitzky ; Ludwig-Maximilians-Universität München. – München, 2023. – URL: <https://edoc.ub.uni-muenchen.de/33101/> (дата обращения: 03.04.2026).

70. Ochandiano S., Garcia-Mato D., Gonzalez-Alvarez A., et al. Computer-Assisted Dental Implant Placement Following Free Flap Reconstruction: Virtual Planning, CAD/CAM Templates, Dynamic Navigation and Augmented Reality. Front Oncol. 2022;11:754943.

71. Pardal Peláez B., Delgado-Martínez J., Montero Martín J., Quispe López N., Flores Fraile J. Factores que influyen en la precisión de la cirugía guiada: un ensayo in vitro / B. Pardal Peláez [et al.] // International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2023. – Vol. 38, No. 1. – URL: <http://hdl.handle.net/10366/167739> (дата обращения: 03.04.2026).

72. Park G., Lee S., Kim J., et al. Accuracy of dental implant placement with CAD-CAM 3D printed and conventional thermoplastic surgical pilot guides: A clinical comparative trial / G. Park [et al.] // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2025. – Vol. 134, No. 6. – P. 2263–2271. – DOI: 10.1016/j.prosdent.2024.10.023.

73. Pei Shen. Accuracy evaluation of computer-designed surgical guide template in oral implantology. J Craniomaxillofac Surg. 2015;43(10):2189-94. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.10.022>.

74. Pitman J., Christiaens V., Callens J., et al. Accuracy of immediately placed implants using surgical guides from different 3-dimensional printers: An in vitro study / J. Pitman [et al.] // Clinical Implant Dentistry and Related Research. – 2024. – Vol. 26, No. 5. – P. 922–929. – DOI: 10.1111/cid.13354.

75. Pozzan L, Migliorati M, Dinelli L, Riatti R, Torelli L, Di Lenarda R, Contardo L. Accuracy of the digital workflow for guided insertion of orthodontic palatal tads:

A Step-by-Step 3D analysis. Prog Orthod.
2022;23:27. <https://doi.org/10.1186/s40510-022-00423-6>.

76. Quispe López N., Flores Fraile J., Pardal Peláez B., Delgado Martínez J., Montero Martín J. Factors Influencing the Accuracy of Guided Surgery: An In Vitro Trial / N. Quispe López [et al.] // International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2023. – Vol. 38, No. 1. – DOI: 10.11607/JOMI.9794.

77. Revilla-León M., et al. Accuracy of 3D-printed surgical guides for dental implants: A systematic review and meta-analysis / M. Revilla-León [et al.] // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2022. – Vol. 128, No. 4. – P. 598–608.

78. Revilla-León M., Özcan M. Additive manufacturing technologies for the fabrication of surgical guides in implant dentistry: A review / M. Revilla-León, M. Özcan // Journal of Prosthodontics. – 2022. – Vol. 31, No. S1. – P. 56–68.

79. Revilla-León M., Sadeghpour M., Özcan M. An Update on the Accuracy of 3D-Printed Surgical Guides for Implant Placement / M. Revilla-León, M. Sadeghpour, M. Özcan // Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. – 2023. – Vol. 35, No. 1. – P. 112–124.

80. Rouzé l'Azit F., Cade R., Naveau A., Catros S., Fricain J.-C. Accuracy of commercial 3D printers for the fabrication of surgical guides in dental implantology // Journal of Dentistry. – 2022. – Vol. 117. – P. 103909. – DOI: 10.1016/j.jdent.2021.103909.

81. Scherer U., et al. In vitro accuracy of 3D-printed surgical guides for single-tooth implant placement / U. Scherer [et al.] // Journal of Oral Science. – 2023. – Vol. 65, No. 2. – P. 89–94.

82. Scherer U., Stoetzer M., Ruecker M., Gellrich NC, von See C. Template-guided vs. non-guided drilling in site preparation of dental implants. Clin Oral Investig. 2015;19(6):1339-1346.

83. Schmidt M. Einfluss der Schichtstärke beim 3D-Druck auf die Passgenauigkeit von Bohrschablonen : Dissertation / M. Schmidt ; Technische Universität Dresden. – Dresden, 2023.

84. Schneider D., et al. Influence of guide support on the accuracy of computer-guided implant placement / D. Schneider [et al.] // International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2023. – Vol. 38, No. 1. – P. 45–53.
85. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. Clin Oral Implants Res. 2009 Sep;20 Suppl 4:73-86. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01788.x. PMID: 19663953.
86. Schwindling F., Juerchott A., Boehm S., Rues S., Dorothea Kronsteiner S., Bendszus M., Rammelsberg P., Hilgenfeld T. Three- dimensional accuracy of partially-guided implant surgery based on dental magnetic resonance imaging. Clin Oral Implants Res. 2021;32(10):1218-1227. <https://doi.org/10.1111/clr.13819>.
87. Seidel A., et al. Accuracy of 3D-printed surgical guides with different manufacturing technologies / A. Seidel [et al.] // Clinical Oral Investigations. – 2023. – Vol. 27. – P. 2345–2356.
88. Sium-Abel A, Keilig L, Dörsam I, Bourauel C. Accuracy of template-based guided dental implant placement-An in vitro comparison of different manufacturing methods. Clin Oral Implants Res. 2024 Aug;35(8):864-875. doi: 10.1111/clr.14272. Epub 2024 Apr 17. PMID: 38629760.
89. Sium-Abel A. Übertragungsgenauigkeit von Bohrschablonen unterschiedlicher Herstellungsart auf die Implantatposition: Eine In-vitro-Studie : Dissertation / A. Sium-Abel ; Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn. – Bonn, 2024. – DOI: 10.48565/bonndoc-196.
90. Sommacal B, Savic M, Filippi A, Kühl S, Thieringer FM. Evaluation of Two 3D Printers for Guided Implant Surgery. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018 July/August;33(4):743–746. doi: 10.11607/jomi.6074.
91. Stefanelli L.V., DeGroot B.S., Lipton D.I., Mandelaris G.A. Accuracy of a dynamic dental implant navigation system in a private practice. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019;34(1):205-213.
92. Straumann GmbH. 3D-gedruckte Bohrschablonen für die geführte Implantatchirurgie: Ein Leitfaden für die Praxis / Straumann GmbH. – Basel :

Straumann, 2021. – 24 S. – URL: <https://www.straumann.com> (дата обращения: 12.02.2026).

93. Strunz A., et al. Comparative accuracy of high-end DLP and SLA 3D printers for implant surgical guides / A. Strunz [et al.] // International Journal of Computerized Dentistry. – 2022. – Vol. 25, No. 3. – P. 245–256.

94. Stünkel R. Vergleich der Übertragungsgenauigkeit der intraoralen Real-time-Navigation mit der statischen, CAD/CAM gefertigten Pilotbohrschablone bei der Insertion dentaler Implantate in vitro : Dissertation / R. Stünkel ; Georg-August-Universität Göttingen. – Göttingen, 2021. – DOI: 10.53846/goediss-8788.

95. Sun T.M., Lee H.E., Lan T.H. The influence of dental experience on a dental implant navigation system. BMC Oral Health. 2019;19(1):222.

96. Sun Y., Luebbbers H., Agbaje J., Schepers S., Politis C., Slycke S., Vrielinck L. Accuracy of Dental Implant Placement Using CBCT-Derived Mucosa-Supported Stereolithographic Template. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17(5):862-870.

97. Tahmaseb A., et al. The accuracy of static computer-assisted implant surgery: A systematic review and meta-analysis / A. Tahmaseb [et al.] // Clinical Oral Implants Research. – 2022. – Vol. 33, Suppl. 23. – P. 4–26.

98. Tahmaseb A., Wu V., Wismeijer D., et al. The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res. 2018;29 Suppl 16:416-435.

99. Tallarico M., et al. 3D-printed versus milled surgical guides for full-arch implant rehabilitation: A randomized controlled trial / M. Tallarico [et al.] // Journal of Oral Implantology. – 2024. – Vol. 50, No. 3. – P. 201–209.

100. Tallarico M., Kim Y.J., Cocchi F., Martinolli M., Meloni S.M. Accuracy of computer-assisted template-based implant placement using two different surgical templates designed with or without metallic sleeves: A randomized controlled trial. Dent J (Basel). 2019;7(3):41.

101. Thieringer F. M. Von Anatomiemodellen bis zu chirurgischen Schablonen: die Vorzüge des 3D-Drucks in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie / F. M. Thieringer // Formlabs Blog. – 2022. – 3 November. Universität Basel. –

URL: <https://formlabs.com/de/blog/3d-druck-in-der-mkg-chirurgie/> (дата обращения: 03.04.2026).

102. Tuce RA, Neagu M, Pupazan V, Neagu A, Arjoca S. The 3D Printing and Evaluation of Surgical Guides with an Incorporated Irrigation Channel for Dental Implant Placement. *Bioengineering* (Basel). 2023 Oct 7;10(10):1168. doi: 10.3390/bioengineering10101168. PMID: 37892898; PMCID: PMC10603942.

103. Unkovskiy A., Meyer K. R., Lubi J., et al. Accuracy of Dental Implant Placement Using Additive vs. Subtractive Manufacturing Surgical Guides: A Systematic Review / A. Unkovskiy [et al.] // *Clinical Oral Implants Research*. – 2023. – Vol. 34, No. 5. – P. 456–472.

104. Van Assche N, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M. Accuracy of computer-aided implant placement. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct;23 Suppl 6:112-23. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02552.x. PMID: 23062136.

105. Vasak C., et al. Factors affecting the accuracy of computer-guided implant surgery: A systematic review / C. Vasak [et al.] // *Clinical Oral Implants Research*. – 2022. – Vol. 33, No. S1. – P. 45–61.

106. Vercruyssen M., et al. Comparison of accuracy of 3D-printed surgical guides with different support designs / M. Vercruyssen [et al.] // *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. – 2023. – Vol. 25, No. 6. – P. 1102–1111.

107. Weber L. Digitale Workflows in der Implantologie: Präzision von geführten und navigierten Insertionstechniken : Dissertation / L. Weber ; Ludwig-Maximilians-Universität München. – München, 2023.

108. Wegmüller L., et al. Accuracy of consumer-grade vs. professional 3D printers for dental surgical guides / L. Wegmüller [et al.] // *Journal of Prosthodontics*. – 2021. – Vol. 30, No. 8. – P. 712–720.

109. Weismann C., Aretxabaleta M., Koos B., Xhajanka E., Ebeling L., Päßler L., Reichert A., Zaffino M., Rosar S., Brauer C., Bijelic L., Gredes T. Design und Herstellung der CAD/CAM-Bohrschablone / C. Weismann [и др.] // *Zahnaerztliche Mitteilungen*. – 2024. – Nr. 19. – S. 54.

110. Wu D., Zhou L., Yang J., et al. Accuracy of dynamic navigation compared to static surgical guide for dental implant placement. *Int J Implant Dent.* 2020;6(1):78.
111. Xing Q, Lin J, Lyu M. The Accuracy of Immediate Implantation Guided by Digital Templates and Potential Influencing Factors: A Systematic Review. *Int Dent J.* 2025 Apr;75(2):439-452. doi: 10.1016/j.identj.2024.10.010.
112. Younes F., et al. Digital workflow for 3D-printed surgical guides in full-arch implant rehabilitation / F. Younes [et al.] // *Journal of Prosthodontics.* – 2024. – Vol. 33, No. 2. – P. 145–153.
113. Zerrahn K. 3D-gedruckte und gefräste Implantatbohrschablonen: Abweichung der Bohrhülsenfassung unter Berücksichtigung von Maschinentyp, Schichtstärke, Implantatposition und Dampfsterilisation : Dissertation / K. Zerrahn ; Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. – Erlangen-Nürnberg, 2025.