

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

На правах рукописи

Григорьев Михаил Петрович

**Лабораторная сравнительная оценка полимерных композитных
материалов для ортопедических конструкций**

3.1.7. - Стоматология

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

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

Москва – 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	10
1.1. Развитие использования полимерных материалов в стоматологии	10
1.2. Сравнительная оценка цифровых технологий CAD/CAM и 3D печати для изготовления коронок	15
1.3. Сканеры и условия сканирования	21
1.4. Материалы для цифровых технологий	23
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	35
2.1. Характеристика исследуемых материалов	35
2.1.1. Полиметилметакрилат HUGE PMMA Monolayer (Huge, Китай)	35
2.1.2. Керамонаполненный композит HARZ Labs Dental Sand Pro (HARZ Labs, Россия)	36
2.1.3. Стоматологическая пластмасса Синма-М (Стома, Украина)	37
2.1.4. Композитный материал «Темпотор» (ВладМиВа, Россия)	38
2.2. Методы изготовления экспериментальных образцов	39
2.2.1. Методы аддитивных технологий	39
2.2.2. Аналоговые методы изготовления ортопедических конструкций	40
2.3. Методы лабораторных испытаний	42
2.3.1. Определение прочностных характеристик методом сжатия	42
2.3.2. Исследование водопоглощения и растворимости	46
2.3.3. Метод определения микротвердости.	50
2.4. Методы статистической обработки данных	52
ГЛАВА 3. СОБСТВЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ	53
3.1. Результаты испытания образцов на водопоглощение	54
3.2. Результаты исследования микротвердости	62
3.3. Результаты оценки прочности при сжатии	70
ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ СОБСТВЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ	82
ВЫВОДЫ	99
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	101
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	103
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	104

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Изготовление временных ортопедических конструкций является обязательным этапом ортопедического лечения в современной стоматологической практике, так как данные реставрации должны временно замещать дефекты, восстанавливая эстетику и жевательную функцию, а также обеспечивать защиту пульпы и тканей пародонта от микробного загрязнения и термических раздражителей. Актуальность темы исследования обусловлена стремительным внедрением цифровых протоколов, таких как CAD/CAM-фрезерование и 3D-печать, которые постепенно вытесняют традиционные аналоговые методы, однако требуют сравнительного изучения физико-механических свойств применяемых полимерных материалов. Клиническая эффективность временных ортопедических конструкций напрямую зависит от их способности выдерживать значительные жевательные нагрузки и сохранять структурную целостность в агрессивной среде полости рта. Экспериментальные данные указывают на существенные различия в прочности конструкций в зависимости от материала изготовления. Постоянный контакт с ротовой жидкостью инициирует процессы физико-химической деградации, где такие показатели, как водопоглощение и растворимость, становятся критическими факторами риска изменения цвета и биомеханического разрушения полимеров. Учитывая, что материалы для 3D-печати демонстрируют более высокие уровни водопоглощения по сравнению с фрезерованными аналогами, возникает острая необходимость в научно обоснованном выборе между различными цифровыми технологиями и составами материалов для обеспечения прогнозируемого результата лечения в различных клинических ситуациях. Таким образом, сравнительная оценка современных стоматологических полимеров по критериям прочности и устойчивости к влажной среде является необходимым условием для совершенствования алгоритмов ортопедического лечения с применением

временных ортопедических конструкций и повышения качества жизни пациентов на этапах комплексной реабилитации.

Степень разработанности темы

Вопросы совершенствования ортопедического лечения с применением временных конструкций и изучения свойств полимерных материалов традиционно находятся в центре внимания отечественных и зарубежных исследователей. Фундаментальные основы стоматологического материаловедения, заложенные в классических трудах К. Дж. Анусависа (K.J. Anusavice, 2013) и А.И. Рыбакова (1984), создали базу для понимания поведения полимеров в полости рта. Развитие цифровых протоколов – CAD/CAM-фрезерования и 3D-печати – достаточно подробно освещено в современной литературе, причем многие авторы рассматривают цифровизацию как безусловный вектор развития стоматологии (R. van Noort, 2012; M. Patil и соавт., 2018; О.О. Янушевич и соавт., 2023).

Цель исследования

Провести сравнительную оценку физико-механических и физико-химических свойств современных полимерных материалов, используемых для изготовления временных ортопедических конструкций методами CAD/CAM-фрезерования и 3D-печати, для научного обоснования их выбора в клинической практике.

Задачи исследования

1) Провести сравнительный анализ физико-механических характеристик одиночных коронок и мостовидных ортопедических конструкций, изготовленных методом 3D-печати из фотополимерного материала и методом CAD/CAM-фрезерования из блоков полиметилметакрилата и традиционным методом.

2) Провести сравнительную оценку показателей водопоглощения и растворимости современных стоматологических полимеров для различных цифровых и традиционных технологий изготовления временных реставраций в соответствии с требованиями национальных стандартов.

3) Выявить закономерности влияния технологии изготовления на стабильность структуры и биомеханическую надежность временных конструкций при их длительном нахождении во влажной среде.

4) Разработать практические рекомендации по выбору полимерных материалов и цифровых методов изготовления временных ортопедических конструкций в зависимости от планируемого срока их клинической эксплуатации и ожидаемых жевательных нагрузок.

Научная новизна исследования

Впервые проведен сравнительный анализ физико-механических и физико-химических свойств полимерных материалов, представляющих субтрактивное, аддитивное и традиционное аналоговое производство, что позволило получить системные данные о влиянии способа производства на эксплуатационные характеристики материалов.

Впервые установлен дифференцированный характер изменения поверхностной микротвердости полимерных материалов при длительном контакте с водной средой в зависимости от технологии их изготовления. Фрезерованный ПММА демонстрирует стабильность показателя, аддитивные материалы характеризуются статистически значимым снижением твердости вследствие пластифицирующего действия воды, а традиционные акриловые пластмассы с ручным замешиванием сохраняют формально приемлемые значения твердости на фоне критической растворимости, что свидетельствует о различных механизмах поверхностной деструкции.

Впервые на основании сравнительных испытаний одиночных коронок и мостовидных конструкций, выполненных по идентичным цифровым шаблонам, доказано, что снижение несущей способности при переходе от одиночных реставраций к протяженным конструкциям имеет разную выраженность в зависимости от технологии изготовления. Для аддитивных материалов выявлено многократное падение прочности мостовидных ортопедических конструкций по сравнению с одиночными коронками, что связано с недостаточной межслойной адгезией в условиях изгибающих

нагрузок, тогда как для фрезерованного ПММА данное снижение выражено в значительно меньшей степени благодаря изотропности свойств.

Впервые выявлена обратная корреляция между показателями водопоглощения и растворимости у материалов различных технологических групп, что позволило идентифицировать два различных механизма деградации полимеров в водной среде: пластификацию полимерной матрицы за счет сорбции воды и вымывания низкомолекулярных фракций из поверхностных слоев. Научно обосновано, что наибольшей физико-химической стабильностью обладает фрезерованный ПММА, в котором оба механизма деструкции минимизированы.

Положения, выносимые на защиту

1) Структурная гомогенность полимерной матрицы определяет эксплуатационную надежность временных ортопедических конструкций. Фрезерованный ПММА (CAD/CAM) обеспечивает максимальную стабильность свойств в водной среде, тогда как анизотропия материалов для 3D-печати и гетерогенность традиционных пластмасс с ручным замешиванием приводят к повышенному водопоглощению, пластификации или критической растворимости.

2) Прочность мостовидных конструкций из материала для 3D-печати снижается в 3 раза по сравнению с одиночными коронками из-за недостаточной межслойной адгезии в условиях изгибающих нагрузок, что ограничивает применение аддитивных технологий при замещении протяженных дефектов.

3) Исходная микротвердость не является прогностическим критерием долговечности материала. Фрезерованный ПММА сохраняет твердость во влажной среде, материал для 3D-печати демонстрирует ее статистически значимое снижение, а пластмасса с ручным замешиванием сохраняет твердость, имея при этом критический уровень растворимости.

Теоретическая и практическая значимость диссертационного исследования

Теоретическая значимость диссертационной работы заключается в расширении и углублении научных представлений о взаимосвязи технологии изготовления, структуры и эксплуатационных характеристик современных полимерных материалов, используемых для временных ортопедических конструкций. Проведенное исследование вносит вклад в стоматологическое материаловедение, систематизируя и дополняя данные о физико-механических (прочность при сжатии, микротвердость) и физико-химических (водопоглощение, растворимость) свойствах материалов, представляющих три ключевых технологических направления: субтрактивное (CAD/CAM-фрезерование), аддитивное (3D-печать) и традиционное аналоговое производство.

В работе впервые на единой методологической основе выполнен комплексный сравнительный анализ, позволивший выявить закономерности, определяющие клиническое поведение материалов. Установлено, что, несмотря на сопоставимые исходные значения микротвердости, материалы демонстрируют разнонаправленную динамику изменения свойств под воздействием факторов, имитирующих среду полости рта. Научно обоснована корреляция между повышенным водопоглощением и снижением микротвердости у материалов для 3D-печати, что указывает на преобладание пластифицирующего эффекта водной среды. В свою очередь, для традиционных акриловых пластмасс, изготавливаемых методом ручного смешивания, выявлен иной механизм деградации, характеризующийся высокой растворимостью при относительно низком водопоглощении, что свидетельствует о вымывании низкомолекулярных компонентов. Принципиально важным теоретическим итогом является доказательство того, что структурная гомогенность, достигаемая в условиях промышленного производства блоков для CAD/CAM, обеспечивает наивысшую стабильность физико-химических и механических параметров, тогда как структурная

анизотропия аддитивных материалов и неоднородность состава аналоговых пластмасс с ручным замешиванием являются причиной их более низкой устойчивости к условиям влажной среды полости рта.

Практическая значимость работы определяется разработкой научно обоснованных критериев и рекомендаций по дифференцированному выбору полимерных материалов и технологий для изготовления временных ортопедических конструкций в зависимости от конкретной клинической ситуации. Полученные количественные данные о пределе прочности одиночных коронок и мостовидных ортопедических конструкций позволяют прогнозировать надежность конструкций при различных видах функциональной нагрузки. В частности, доказанное значительное превосходство фрезерованного полиметилметакрилата по показателям несущей способности, особенно в условиях изгибающих нагрузок, характерных для мостовидных ортопедических конструкций, служит основанием для рекомендации данного класса материалов как приоритетного при долгосрочном временном ортопедическом лечении и в клинических ситуациях с высокими жевательными нагрузками. Выявленные ограничения прочности материалов для 3D-печати при изготовлении протяженных конструкций позволяют определить границы их эффективного клинического применения, преимущественно для одиночных реставраций.

Результаты исследования физико-химической стабильности материалов имеют непосредственное значение для обеспечения биосовместимости и долговечности реставраций. Установленное превышение показателей растворимости у традиционных пластмасс с ручным замешиванием обосновывает нецелесообразность их применения для длительного контакта с тканями полости рта и указывает на необходимость перехода на более стабильные композитные системы с автоматическим смешиванием. Зафиксированное пограничное значение водопоглощения материалов для 3D-печати диктует необходимость строжайшего соблюдения протоколов постобработки в лабораторных условиях для достижения прогнозируемого

результата. В целом, внедрение разработанных практических рекомендаций в повседневную работу стоматологических клиник и зуботехнических лабораторий позволит повысить качество, функциональность и безопасность ортопедического лечения на этапе временного ортопедического лечения, минимизировать риск осложнений и, как следствие, улучшить качество жизни пациентов в процессе комплексной стоматологической реабилитации.

Степень достоверности и апробация полученных результатов

Диссертация соответствует паспорту научной специальности 3.1.7. – Стоматология. Работа охватывает проблемы изучения физико-механических и физико-химических свойств полимерных материалов, применяемых для изготовления временных ортопедических конструкций с использованием цифровых и аналоговых технологий.

Достоверность полученных результатов подтверждается достаточным объемом экспериментальных данных, использованием сертифицированного оборудования (универсальная испытательная машина Zwick/Roell Z010, микротвердомер Duramin-20, 3D-принтер Asiga MAX 2, фрезерный станок MC X5) и современных методов исследования в строгом соответствии с требованиями национальных стандартов (ГОСТ Р 71412–2024, ИСО 10477:2020). Лабораторные испытания проведены на репрезентативном количестве образцов с применением методов вариационной статистики (t-критерий Стьюдента, критерий χ^2). Статистический анализ данных проводился в соответствии с принципами доказательной медицины.

В исследовании научно обоснованы закономерности влияния технологии изготовления (субтрактивной, аддитивной, традиционной) на прочность при сжатии, микротвердость, водопоглощение и растворимость временных ортопедических конструкций, полученные результаты демонстрируют достижение поставленных цели и задач. Выводы и практические рекомендации обоснованы и подтверждаются полученными в ходе исследования экспериментальными данными.

Материалы диссертации были представлены на Всероссийской научно-практической конференции молодых учёных 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 временных ортопедических конструкций из полимерных материалов с применением статистических методов исследования.

Публикации

По результатам исследования опубликовано 4 научных работ, в том числе 4 в изданиях, включенных в перечень ВАК Российской Федерации.

Объем и структура диссертации

Диссертация представлена на 123 страницах машинописного текста и состоит из введения, 4 глав, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и списка литературы. Диссертация иллюстрирована 18 рисунками и 5 таблицами. Список литературы включает 164 источника литературы (42 отечественных и 122 зарубежных).

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Современный этап развития ортопедической стоматологии характеризуется неуклонным переходом от аналоговых методов изготовления конструкций к цифровым протоколам, что предъявляет новые требования к свойствам применяемых материалов. Изготовление временных ортопедических конструкций является обязательным и критически важным этапом восстановительного лечения, поскольку данные реставрации должны не только замещать дефекты зубных рядов на период изготовления постоянных ортопедических конструкций, но и обеспечивать защиту пульпы препарированных зубов, поддерживать стабильность окклюзионных взаимоотношений и удовлетворять эстетическим ожиданиям пациентов [119]. Удовлетворенность пациентов на этом этапе во многом определяет их общий настрой на дальнейшее ортопедическое лечение [90]. В этой связи выбор материала для временных конструкций, обладающего оптимальным сочетанием физико-механических и физико-химических свойств, представляет собой актуальную научно-практическую задачу.

1.1. Развитие использования полимерных материалов в стоматологии

Временная несъемная ортопедическая конструкция, такая как коронка или мостовидная ортопедическая конструкция, должна функционировать так же, как и постоянная, восстанавливая эстетику, фонетику, функцию жевания, обеспечивая надлежащую гигиену полости рта пациента. Временная реставрация должна оставаться во рту без смещения до окончательного этапа ортопедического лечения, способствуя окклюзии и стабильности положения зубных рядов, а также сводя к минимуму дискомфорт для пациента. Временная несъемная ортопедическая конструкция должна отвечать биологическим требованиям, защищая здоровье пульпы и пародонта, защищая ткани пульпы препарированных витальных зубов посредством герметичного

закрытия дентинных канальцев, предотвращая микробные загрязнения. Правильно смоделированные временные реставрации могут исправить нежелательные искажения окклюзионных плоскостей, обеспечить вертикальное положение окклюзии и улучшить расположение зубов в зубной дуге.

В 30-х и 40-х годах в стоматологии опробованы в качестве материалов для ортопедического лечения такие синтетические полимеры как фенол-формальдегид, полистирол, поливинилхлорид, винилацетат. Применение данных материалов в стоматологической практике имело весьма ограниченный успех до появления в 1936 году полиметилметакрилата (ПММА). В 1939 г первые полимер-мономерные композиции для ортопедических конструкций созданы в Советском Союзе [8, 20]. К 1940 году ПММА начали применять для изготовления вкладок, коронок и несъемных ортопедических конструкций. В период 40-х – 50-х годов, стали доступны метакрилаты, полимеризующиеся при комнатной температуре, или так называемые акрилаты холодного отверждения, которые активно стали внедряться в клиническую практику терапевтической стоматологии для пломбирования и стали также активно применяться для временных несъемных ортопедических конструкций.

История применения синтетических полимеров в стоматологии насчитывает почти столетие. Еще в 30-40-х годах прошлого века велись активные поиски материалов, пригодных для ортопедического лечения, однако широкое распространение эти технологии получили лишь с появлением полиметилметакрилата (ПММА) и разработкой полимер-мономерных композиций [8, 20]. Фундаментальные основы современных представлений о стоматологических материалах были заложены в классических трудах середины XX века и нашли отражение в более поздних работах [135].

Акрилаты холодного отверждения впоследствии заменены материалами, отверждаемыми ультрафиолетовым излучением, которые, в

свою очередь, сменили полимерные композиции, отверждаемые под действием участка спектра видимого синего света. Последние «светоотверждаемые» полимеры используются и сегодня, хотя и претерпели множество изменений в составе инициаторов, наполнителей и мономеров.

Функциональные требования, предъявляемые к временным конструкциям, включают в себя комплекс параметров: достаточную прочность для выдерживания жевательных нагрузок, устойчивость к изгибающим усилиям (особенно актуально для мостовидных ортопедических конструкций), низкое водопоглощение и минимальную растворимость в ротовой жидкости, высокую износостойкость поверхности и стабильность цветовых характеристик на протяжении всего периода эксплуатации. Кроме того, материал должен обеспечивать возможность точного прилегания к культе зуба и быть технологичным в обработке. Как показывают сравнительные исследования, ни один из материалов не обладает идеальным сочетанием всех перечисленных качеств, что делает выбор в пользу той или иной технологии и материала компромиссным решением, основанным на конкретных клинических условиях [1, 40–42].

Современные исследования подтверждают, что эволюция полимерных материалов для временных конструкций неразрывно связана с совершенствованием их физико-механических и физико-химических характеристик. Так, в работах последних лет подчеркивается, что ключевыми критериями остаются прочность, водопоглощение и растворимость, причем цифровые технологии изготовления позволяют добиваться более стабильных результатов [17, 35, 38]. Ряд авторов акцентируют внимание на необходимости комплексной оценки материалов, включая их биосовместимость и поведение в долгосрочной перспективе [25, 28]. В частности, работа Перетягина и Крикхели [16] систематизирует современные представления о базисных материалах, подчеркивая преимущества промышленно полимеризованных блоков перед традиционными акрилатами. Сравнительные исследования российских и зарубежных авторов показывают, что физико-механические

свойства полимеров напрямую зависят от технологии их переработки [7, 18, 19, 33].

В 1950-х и 1960-х годах заложены основы для последующих достижений стоматологического материаловедения, когда появились первые сообщения о применении в ортопедической стоматологии цифровых технологий для компьютерного проектирования (CAD – Computer-Aided Design, компьютерное проектирование или компьютерный дизайн) и автоматизированного изготовления (CAM – Computer-Aided Manufacturing компьютерное изготовление фрезерованием). Технология CAD/CAM открыла перед стоматологами и зуботехническими лабораториями новые возможности для проектирования и изготовления эстетичных и долговечных ортопедических конструкций, в том числе несъемных, как постоянных, так и временных.

Технология CAD/CAM разработана для обеспечения достаточной прочности реставрации, особенно для жевательных зубов, создания реставрации с естественным внешним видом, а также для того, чтобы сделать процесс изготовления реставрации проще, быстрее и точнее [133].

Раньше процесс CAM предполагал только субтрактивный метод (метод вычитания) – создание реставрации путем фрезерования из промышленно изготовленных заготовок, блоков, определенной геометрической формы и размеров. Подобные блоки из полимерных материалов являлись стандартизированными и воспроизводимыми, а их качество стабильно в отличие от традиционной методики применения акриловых полимеров холодного отверждения в практике ортопедической стоматологии. К основным недостаткам субтрактивного метода изготовления CAM следует отнести потери материала в виде отходов после механической обработки, фрезерования и шлифования, износ режущих инструментов и ограничения, обусловленные стандартными размерами блоков, не позволяющими создавать, например, объемные челюстные конструкции-обтураторы.

В дальнейшем заключительный этап технологии CAD/CAM, а именно компьютерное изготовление CAM, разделили на группы в зависимости от применяемых технологических способов:

- в 1-ой группе сохранилась субтрактивная технология, когда из цельного блока фрезерованием с помощью алмазных дисков или боров формируется реставрация. Такая технология CAM чаще всего применяется при изготовлении каркасов для одиночных коронок;

- для 2-ой группы разработана новая аддитивная технология (AM), технология «прибавления». Аддитивные системы используют свободное наращивание конструкции из материалов, в частности из полимеров, отверждаемых «слой за слоем» для создания требуемой формы несъемной ортопедической конструкции. Для изготовления данной ортопедической конструкции применяют полимерные композиции, которые отверждаются или полимеризуются в специальном лабораторном оборудовании с программным компьютерным управлением и, как правило, с источником ультрафиолетового излучения.

Аддитивная технология изготовления различных конструкций для ортопедического лечения или технология 3D-печати на сегодняшний день применяется для изготовления реставраций из различных материалов, применяемых в практике ортопедической стоматологии, керамики, металлов и полимеров. Технологию 3D-печати относят к перспективной области, в которой дальнейшее совершенствование оборудования и технологических способов позволят использовать усовершенствованные стоматологические материалы, особенно для ортопедического лечения с использованием несъемных конструкций.

1.2. Сравнительная оценка цифровых технологий CAD/CAM и 3D печати для изготовления коронок

Субтрактивное изготовление реставраций включает основные преимущества новых цифровых технологий, которые можно видеть при сравнении с традиционной технологией.

Внедрение компьютерного проектирования и автоматизированного производства (CAD/CAM) стало значительным шагом вперед в стоматологическом материаловедении, а сама концепция цифрового производства рассматривается как безусловное будущее стоматологии [164]. Систематические обзоры и мета-анализы последних лет свидетельствуют о том, что фрезерованные ПММА обладают наилучшими показателями прочности на изгиб и модуля упругости среди материалов для временных конструкций [106]. Исследования размерной стабильности демонстрируют, что CAD/CAM материалы подвержены минимальной усадке и деформации как сразу после изготовления, так и в процессе гидратации [93]. Прецизионность прилегания фрезерованных конструкций к культе зуба также оценивается как более высокая и предсказуемая по сравнению с аналоговыми методами [43].

Прецизионность и стабильность свойств фрезерованных материалов подтверждена многочисленными исследованиями. В работах Абакарова С.И. и соавторов детально проанализированы факторы, влияющие на качество несъемных ортопедических конструкций, изготовленных с использованием CAD/CAM-технологий, включая выбор материала и режимы обработки [1–3]. Попов А.С. и Лебеденко И.Ю. отмечают, что внедрение CAD/CAM в ортопедическое лечение позволяет не только повысить точность, но и стандартизировать производственный процесс [29]. Воробьев С.Н. и Марков Б.П. (2023) подчеркивают роль CAD/CAM-систем в современной клинической практике [9], а Сидоров Д.О. и Олесова В.Н. (2024) рассматривают материаловедческие аспекты цифровой стоматологии, акцентируя внимание

на гомогенности структуры промышленно полимеризованных блоков [34]. Применение CAD/CAM-технологий при непосредственном ортопедическом лечении сильно разрушенных зубов оценивается Сорокиным Д.В. (2025) как высокоэффективное решение, обеспечивающее долговременную надежность реставраций [36–38].

Приведены основные преимущества и недостатки технологии CAD/CAM. К преимуществам технологии CAD/CAM относятся следующие:

1. возможность использования новых материалов, например, высокопрочной керамики, что весьма затруднительно с использованием традиционных технологий зуботехнической лаборатории;
2. экономия времени, сокращение трудозатрат, контроль качества;
3. применение «цифрового оттиска» исключает использование специализированных оттискных материалов и ложек, что также избавляет пациентов от определенного дискомфорта;
4. последние инновации в технологии CAD/CAM позволяют рассматривать и формировать окклюзию в динамике.
5. К недостаткам цифровой технологии CAD/CAM относится:
6. технология CAD/CAM в определенном смысле ресурсозатратная, т.к. субтрактивный процесс расходует больше реставрационного материала, чем необходимо для изготовления реставраций;
7. длительное обучение работе в этой системе;
8. капитальные затраты на эти системы довольно высоки, и для достижения финансовой жизнеспособности необходимо быстрое крупномасштабное производство качественных реставраций;
9. отмечены затруднения при оцифровывании поддесневого участка;
10. не всегда возможно подобрать нужный цвет зубов пациента из имеющихся готовых блоков материала, используемых для изготовления реставраций [119].

В отличие от субтрактивных технологий все большее место в области цифровых технологий занимает аддитивная технология. Произошел значительный переход от изготовления деталей методом вычитания к так

называемому аддитивному производству, т.е. изготовление конечного продукта методом прибавления.

Применение в практике ортопедической стоматологии для изготовления ортопедических конструкций цифровой аддитивной технологии АМ - 3D печати демонстрирует ряд преимуществ по сравнению с традиционной аналоговой зуботехнической технологией, для которой характерно использование оттисковых материалов и формирование реставраций или ортопедических конструкций методом литья или прессования по выплавляемым восковым моделям, а также определенные преимущества по сравнению с технологией субтрактивного изготовления реставраций (САМ), избавляя процесс от вышеперечисленных недостатков.

Процесс наращивания материала для получения требуемой формы объектов по данным 3D модели обычно идет послойно в отличие от субтрактивной технологии. Принципиально этот процесс работает таким образом: на основе компьютерного файла 3D-печать воспроизводит серию срезов, поперечно связанных между собой. Каждый срез печатается на верхней поверхности предыдущего среза, чтобы постепенно создать весь трехмерный объект или деталь. Одной из положительных особенностей данного процесса является отсутствие отходов.

Сегодня аддитивная технология перешла от быстрого изготовления моделей к производству реальных деталей и их применения в практике. Как только данная аддитивная технология перешла от моделей к реальным объектам, значительно возросла роль в ней материалов. Когда делается модель или прототип, то вполне достаточно соответствие внешнего вида модели 3D файлу, но, когда мы хотим получить реальную продукцию, например индивидуальные имплантаты или ортопедические конструкции, материалы и их свойства приобретают большое значение.

Аппараты или 3D-принтеры можно использовать для работы с разными материалами, металлами, керамикой, полимерами. В зависимости от химической природы стоматологического материала уже активно

применяются различные процессы аддитивной технологии (Рисунок 1) [135].

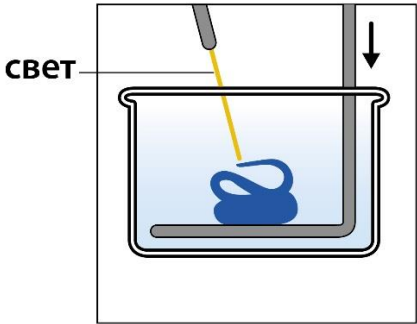
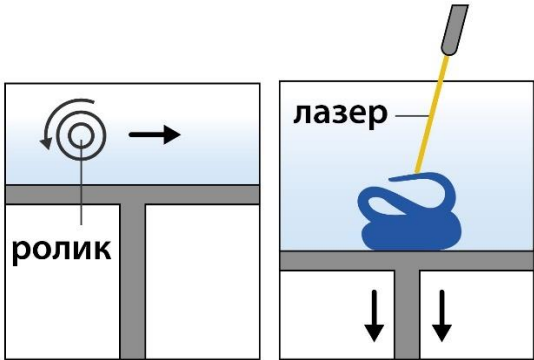
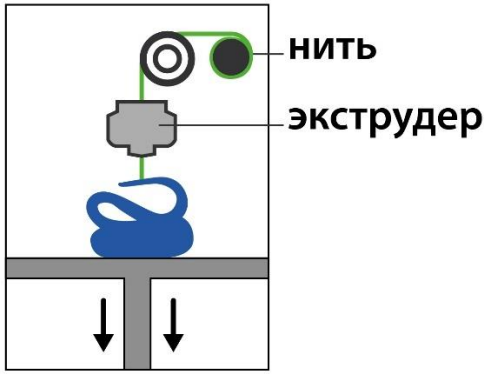
Технология 3D печати			Материал
Наименование	Краткое описание	Схематичное представление	
Стериолитография (SLA)	Источник света (УФ, лазер) в ванне, заполненной жидкой светочувствительной полимерной композицией, отверждает композицию послойно.		Светочувствительные полимеры
Избирательное лазерное спекание	Нагревание лазерным источником расплавляет порошок, распределяемый на платформе, после отвердевания каждого слоя платформа движется вниз		Металлы, керамика
Моделирование путем отложения слоев расплава (FDM)	Из шприца подается расплав, который твердеет при охлаждении		Металлы, термопласты

Рисунок 1. Примеры процессов 3D печати для стоматологических материалов различной химической природы

Стериолитография (SLA) – технология для изготовления объемных трехмерных объектов, согласно которой движение лазерного луча контролируется компьютерной программой и, таким образом, выстраивается слой за слоем формируемого изделия. С помощью технологии

стериолитографии удастся изготавливать окклюзионные шины и диагностические модели для дентальной имплантологии, данная технология применяется в основном для изготовления временных коронок из полимерных материалов светового отверждения.

В литературе отмечается, что метод АМ обладает значительным потенциалом для применения в стоматологической практике. Использование аддитивных методов производства (Patil M. и соавт., 2018) более выгодно, поскольку многие проблемы, связанные с фрезерованием, могут быть преодолены. Основным преимуществом данного типа производства является способность технологии создавать мелкие детали, такие как подрезы, пустоты и сложную внутреннюю геометрию. Технология АМ позволяет преодолеть еще одно ограничение – недостаток современных стоматологических CAD/CAM систем, т.к. данный процесс нелегко поддается массовому производству однотипных деталей, такому как коронки и мостовидные ортопедические конструкции, поскольку, применяя технологию CAD/CAM, за один раз можно обработать только одну деталь.

Аддитивное производство, в частности 3D-печать, значительно изменило стоматологию в последние годы. Среди методов 3D-печати фотополимеризация в ванне, которая включает стереолитографию (SLA) и цифровую световую полимеризацию (DLP), продемонстрировала ряд преимуществ, таких как высокая точность и улучшенное качество поверхности [163].

Каждый слой затвердевает с помощью источника света, обычно ультрафиолетового (УФ), для создания трехмерных объектов, после чего необходимо дополнительное фотоотверждение или пост-полимеризация. Свет активирует фотоинициаторы и запускает последующую полимеризацию мономеров и олигомеров, в результате образуются твердые полимерные материалы сшитой сетчатой структуры.

В настоящее время в связи с развитием аддитивных технологий аппаратура АМ стала дешевле и легче, чем ранее. Последние исследования

показали, что ортопедические конструкции, изготовленные по технологии АМ, имели требуемую точность. В некоторых исследованиях также сообщалось о применении цифровой технологии АМ для челюстно-лицевой хирургии, в конструкциях имплантатов и приспособлениях для постановки имплантатов, также для изготовления ортодонтических аппаратов, металлических мостовидных ортопедических конструкций, направляющих для тканевой регенерации, для кламмеров в съемных ортопедических конструкциях.

Критическим фактором, определяющим качество изделий, полученных методом 3D-печати, является процесс пост-обработки. После этапа печати конструкции требуют тщательной промывки для удаления незаполимеризованного мономера и обязательной дополнительной фотополимеризации (пост-отверждения) в специальных камерах. Исследования показывают, что параметры пост-отверждения – интенсивность и спектр света, температура и время воздействия – оказывают непосредственное влияние на степень конверсии, а следовательно, и на конечные механические свойства, цветостабильность и биосовместимость материала [78; 144]. Недостаточная или несвоевременная пост-полимеризация может привести к формированию материала с высоким содержанием остаточных мономеров, что чревато не только снижением прочности, но и потенциальным токсическим воздействием на окружающие ткани. Авторы отмечают, что даже задержка в несколько часов между этапом промывки и пост-отверждением может значимо влиять на цвет и степень конверсии материала [79].

Развитие аддитивных технологий в стоматологии привело к появлению обширной базы исследований, сравнивающих напечатанные материалы с традиционными и фрезерованными. Систематические обзоры и мета-анализы, выполненные Alzahrani S.J. и соавт. (2023), Jain S. и соавт. (2022), а также Kessler A. и соавт. (2022), обобщают данные о механических свойствах 3D-печатных смол, подтверждая их пригодность для краткосрочных реставраций,

но указывая на необходимость оптимизации постобработки [60, 106]. Влияние параметров печати, таких как ориентация слоев и толщина слоя, на конечные свойства изучали Alharbi N. и соавт. (2022, 2023), Mudhaffer S. и соавт. (2024), а также Park S.M. и соавт. (2020, 2023); их работы демонстрируют, что анизотропия структуры может существенно снижать прочность при изгибе [47, 48, 124, 131, 132]. Исследования Choi Y. и соавт. (2026) и Sahrir C.D. и соавт. (2024) подчеркивают критическую важность режимов постполимеризации для цветостабильности и степени конверсии [79, 144, 145]. Российские авторы также активно изучают аддитивные технологии: Григорьев С.П. и Морозов К.А. (2023), Мурашов М.А. и соавт. (2024) представляют обзор современных 3D-принтеров и материалов, доступных на территории РФ, а Орлова Е.В. и Садыков М.И. (2025) исследуют физико-химические свойства фотополимеров [10, 21, 22, 26]. Климов А.Д. и Митин Н.Е. (2024) рассматривают аддитивное производство в контексте ортопедической стоматологии, отмечая его перспективность для изготовления индивидуальных конструкций [15].

1.3. Сканеры и условия сканирования

При рассмотрении основных факторов цифровых технологий, определяющих качество изготавливаемых с их помощью ортопедических конструкций, в литературе выделяют влияние качества сканеров и условий сканирования.

Современные методы оцифровки челюстей и проектирования реставраций также находятся в фокусе исследователей. Работы A. Ben-Namadou и соавт. (2022), T.J. Jang и соавт. (2022) и L. Zhang и соавт. (2022) представляют алгоритмы для автоматической идентификации зубов и анализа внутриротовых сканов [75, 80, 81, 107]. Точность цифровых оттисков и их влияние на качество конечных конструкций изучали N. Alaseef и соавт. (2022) [44]. Препринты E. Prause и соавт. (2023) и R. Altunay и соавт. (2023)

посвящены микроструктурным исследованиям и оптимизации конструкций с помощью топологии, что открывает новые возможности для цифрового проектирования [59, 137].

Основой оптических сканеров является объединение трехмерных структур по «треугольной методике». В данной структуре источник света (например, лазерный источник) и принимающий элемент располагаются под определенным углом относительно друг друга (Рисунок 2). Учитывая данный угол, с использованием компьютерной программы возможно подсчитать трехмерные характеристики объекта, вид которого зафиксирован на приемном устройстве.

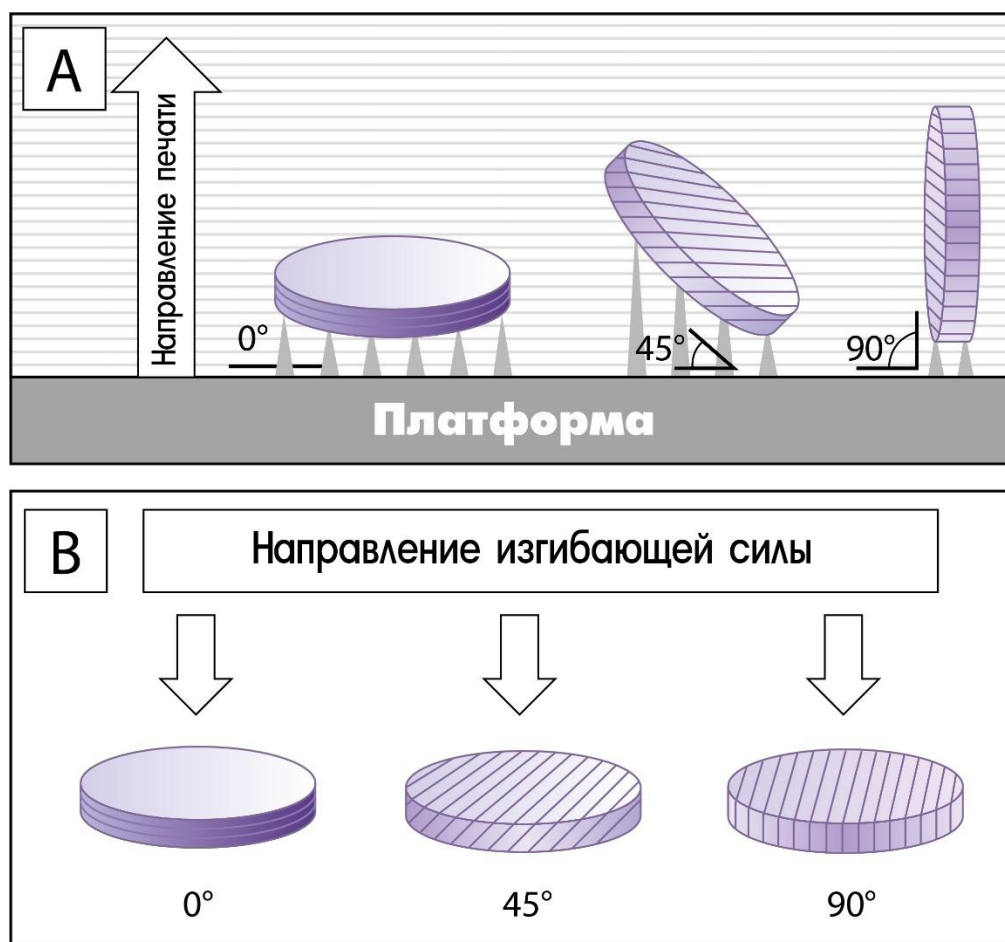


Рисунок 2 А) Схематическое представление расположения источника света и объекта печати на примере образцов-дисков при ориентации печати 0°, 45° и 90°. В) Направление силы, действующей на поверхность образца во время испытания на прочность при изгибе, в зависимости от ориентации слоев.

Для оценки сопротивления реставрации напряжению, например, при контакте с противоположной поверхностью, и оценки химической стойкости

проанализированы изменения твердости материала в зависимости от направления 3D-печати. Показатель твердости поверхности реставрации позволяет оценить способность полимерного материала выдерживать сжимающие силы, для чего применяется метод испытания твердости по Мартенсу. Традиционно для измерения площади остаточной деформации после снятия нагрузки использовалась твердость по Виккерсу с помощью светового микроскопа. Однако данный метод подвержен влиянию субъективности оператора при оптических измерениях и менее точен для материалов, проявляющих упругопластическое поведение.

Твердость материалов, напечатанных на 3D-принтере, в сухих условиях варьировалась от 121,23 до 197,98 Н/мм² для образцов, напечатанных под углом 0°, от 110,17 до 197,98 Н/мм² для образцов, напечатанных под углом 45°, и от 127,09 до 203,23 Н/мм² для образцов, напечатанных под углом 90°. Установлено, что образцы, напечатанные под углом 90°, имели более высокие механические свойства.

В варианте механического сканера мастер-модель считывается механически построчно с измерением трехмерной структуры. Данный тип сканера отличается высокой точностью сканирования.

1.4. Материалы для цифровых технологий

Основное внимание в обзоре уделено характеристике материалов для применения в цифровых технологиях. Представляют практический интерес особенности данных материалов, отличные от материалов, применяемых в традиционных аналоговых технологиях в ортопедической стоматологии.

Полиметилметакрилат (ПММА) остается одним из наиболее востребованных материалов в стоматологии благодаря оптимальному сочетанию стоимости, технологичности, биосовместимости и эстетических характеристик. Однако современные исследования направлены не только на совершенствование классических составов, но и на разработку новых

полимерных композиций для цифровых технологий. Так, в работе Nata K. и соавт. (2021), представлена разработка состава на основе ПММА для стереолитографической 3D-печати с использованием сшивающих агентов и фотоинициаторов [102]. Авторам удалось добиться показателей прочности на изгиб ($84,6 \pm 7,1$ МПа) и твердости по Виккерсу ($21,6 \pm 1,9$), сопоставимых с коммерческими материалами, что подтверждает потенциал создания гибридных материалов для аддитивных технологий.

В работе проведены сравнительные испытания прочности на изгиб несъемных мостовидных трехъединичных ортопедических конструкций, изготовленных на 3D-принтере, с прочностью на изгиб реставраций, изготовленных традиционным способом. Для изготовления на 3D-принтере образцов ортопедических конструкций применены три технологии: субтрактивная (SM или CAD/CAM), технология отложения расплава (FDM) и получение образца световым отверждением жидкой полимерно-мономерной композиции в ванне (DLP). Результаты данного исследования показывают, что временные реставрации, изготовленные с использованием технологий DLP и SLA, обеспечивают достаточную прочность на изгиб для применения в практике ортопедической стоматологии.

ПММА специально для стереолитографии – цифровой технологии 3D-печати – продолжает совершенствоваться. Исследование Nata K. и соавт., (2021) помогает в разработке нового полимерного состава на основе ПММА для стереолитографической 3D-печати. Авторы составили композицию на основе ПММА с использованием сшивающих агентов, предварительно полимеризованных порошков ПММА и фотоинициатора. Композиция ПММА для стереолитографии (SLA) аналогична традиционной полимер-мономерной системе или смеси «порошок–жидкость», которая хорошо известна в стоматологической практике под наименованием акриловые материалы горячего и холодного отверждения. Присутствие в данной композиции порошкообразного суспензионного ПММА увеличивает скорость отверждения. Полимер для стереолитографической 3D-печати обычно

содержит многофункциональные фотоотверждаемые мономеры с фотоинициатором. Фотоинициатор образует реакционноспособные радикалы при облучении светом от лазерного источника, тем самым инициируя цепную реакцию радикальной полимеризации, которая приводит к образованию сшитой структуры полимера, трехмерной полимерной сетки. Но метилметакрилат (ММА) – монофункциональный мономер – не образует трехмерную полимерную сеть, что затрудняет его отверждение в процессе SLA-печати без добавления каких-либо многофункциональных мономеров [102].

В работе Nata K. и соавт., (2021) специальный состав получают путем смешивания жидкости, состоящей из метилметакрилата (ММА), диметакрилата этиленгликоля (EGDMA – ДМЭГ) с порошком ПММА при различных соотношениях этих компонентов. Приготовлены сорок три полимерных состава на основе ПММА с использованием компонентов, перечисленных в таблице 1.

Таблица 1 Основные компоненты состава для стереолитографической - 3D-печати

Наименование компонента	Сокращенное наименование	Тип компонента	Производитель
Полиметилметакрилат	ПММА	Полимерный порошок	Sigma-Aldrich Co. LLC, Darmstadt, Германия
Метилметакрилат	ММА	Мономер	Fujifilm Wako Pure Chemical Corp.Osaka, Япония
Диметакрилат этиленгликоля	EGDMA – ДМЭГ	Сшивающий агент	Fujifilm Wako Pure Chemical Corp.Osaka, Япония
Фосфин оксид триметилбензоина	БАФО	Фотоинициатор	Tokyo Chemical Ind. Co., Ltd., Япония

Порошок ПММА добавлялся к жидкой смеси указанных мономеров и перемешивался при 80 °С в течение 30 мин с помощью магнитного мешателя со скоростью 300 об/мин. Полученную смесь охлаждали до 25 °С, а затем добавляли фотоинициатор, фенил-бис (2,4,6-триметилбензоил) фосфиноксид с помощью планетарного центробежного смесителя при 2000 об/мин и перемешивании в течение 2 мин, таким образом получали жидкую

полимерную композицию на основе ПММА для стереолитографической 3D-печати.

Исследованы свойства, определяющие технологическую возможность 3D-печати и вязкость полимерных композиций на основе ПММА, влияющие на возможность и качество цифровой печати. Механические свойства (прочность на изгиб и твердость по Виккерсу), прочность связи при сдвиге, степень полимеризации, физико-химические свойства (водопоглощение и растворимость) и цитотоксичность для клеток L929 полученных полимерных композиций сравнивали с характеристиками трех коммерческих полимерных материалов: одного полимерного материала холодного отверждения и двух полимерных составов для 3D-печати.

Установлено, что ДМЭГ и ПММА являются необходимыми компонентами для стереолитографической 3D-печати. Вязкость увеличивается с увеличением содержания ПММА, а механические свойства улучшаются с увеличением содержания ДМЭГ. Прочность связи при сдвиге имела тенденцию к снижению с увеличением содержания сшивающего агента ДМЭГ. На основании результатов сравнительных испытаний определен оптимальный состав полимерного материала для 3D-печати: 30 %, ПММА, 56 % ДМЭГ, 14 % MMA. Полученный материал имел прочность на изгиб ($84,6 \pm 7,1$ МПа), твердость по Виккерсу ($21,6 \pm 1,9$) и прочность связи при сдвиге ($10,5 \pm 1,8$ МПа), которые сопоставимы или даже превышают показатели коммерческих полимерных материалов. Степень конверсии или степень полимеризации составила ($71,5 \pm 0,7$ %), водопоглощение ($19,7 \pm 0,6$ мкг/мм³), растворимость (ниже предела обнаружения) и жизнеспособность клеток ($80,7 \pm 6,2$ % на 10-й день) приемлемы для применения материала в клинической практике.

Аддитивная технология, в частности 3D-печать, изменила стоматологию в последние годы [79]. Среди методов 3D-печати фотополимеризация в ванне, которая включает технологические модификации, такие как упомянутые выше стереолитография (SLA) и цифровая световая полимеризация (DLP),

продемонстрировала ряд преимуществ, таких как достаточно высокая точность и хорошее качество поверхности.

В то же время в ряде публикаций отмечена необходимость проведения после послойной 3D-печати дополнительной полимеризации, известной как пост-полимеризация, для достижения требуемых показателей физико-механических свойств готовых полимерных реставраций.

После послойной 3D-печати полученные полимерные детали, например, временные коронки, подвергаются дополнительной полимеризации, пост-полимеризации, для улучшения всего комплекса их физико-химических свойств. К данным свойствам относится механическая прочность, чтобы выдерживать постоянные окклюзионные нагрузки и достаточно высокие ударные напряжения. Кроме того, проведение процесса пост-полимеризации снижает показатель растворимости полимерной реставрации в водной среде, придает материалу надлежащие оптические свойства и позволяет достичь оптимальной степени конверсии, т.е. полноты полимеризации, что необходимо для предотвращения неблагоприятных биологических эффектов, возникающих из-за влияния остаточных низкомолекулярных компонентов, прежде всего мономеров.

Подчеркивается, что полимеры, полученные методом 3D-печати должны обладать механической прочностью, чтобы выдерживать действующие на реставрации, такие как коронки, циклические окклюзионные нагрузки и высокие ударные напряжения. Кроме того, полученные печатью полимеры должны иметь низкие показатели растворимости в воде, требуемые для реставраций зубов оптические свойства и оптимальную степень конверсии, т.е. степень полимеризации мономеров и олигомеров, что также необходимо для предотвращения неблагоприятных биологических эффектов, возникающих из-за влияния остаточных мономеров или низкомолекулярных компонентов. Неполная полимеризация может привести к образованию полимеров с неадекватными физическими свойствами, что потенциально может привести к вымыванию перечисленных компонентов полимерной

композиции для 3D-печати и последующему нарушению целостности окружающих тканей.

Правильный процесс пост-полимеризации играет решающую роль в долговечности полимерных реставраций, изготовленных по технологии 3D-печати. Подходящее время воздействия источника света может повысить механическую прочность ортопедической конструкции. Пост-полимеризация может улучшить механические характеристики напечатанных полимеров, а увеличение времени пост-полимеризации успешно минимизирует изменения цвета. Однако влияние параметров пост-полимеризации на реставрацию после печати все еще нуждается в изучении.

Приведены результаты исследования для оценки влияния интенсивности светового облучения, времени и энергии света при проведении этапа пост-полимеризации на цвет поверхности изготовленных 3D-печатью полимерных коронок. При проведении исследования образцы одиночных коронок и мостовидных ортопедических конструкций подвергались пост-полимеризации при различной интенсивности света (105, 210, 420, 630 и 860 мВт/см²) в течение 5, 10 и 15 мин. Измерения с помощью коммерческого спектрофотометра, использующего цветовое пространство CIE Lab, проводили в заранее определенных точках на образцах. Впоследствии образцы проанализированы на предмет различий в цвете по показателю ΔE. Полученные результаты исследования позволили сделать следующий вывод: на цвет коронок, полученных по технологии 3D-печати, существенное влияние оказывают такие факторы, как интенсивность света и время процесса пост-полимеризации. Воздействие на напечатанную полимерную коронку высокой интенсивности света с коротким временем пост-полимеризации привело к стабильности цветового оттенка. Интенсивность света, выраженная значением 860 мВт/см², действующая в течение 5 минут, признана наиболее приемлемой [134].

Таким образом, процесс 3D-печати включает в себя непосредственно 3D-печать, промывку отпечатанных изделий в подходящем растворителе,

последующую сушку и пост-полимеризацию. Этап промывки удаляет незаполимеризованную составляющую композиции, обеспечивая гладкую поверхность и точные размеры. Однако в полимерном материале после печати может оставаться существенное количество непрореагировавших мономеров, а следовательно, уменьшению степени сшивки полимерной сетчатой структуры, неполной полимеризации и снижению показателей механических свойств. Авторы (Yukyung Choi *etc.*, 2026) отмечают, что, несмотря на упомянутые проблемы, до сих пор недостаточно исследований, изучающих влияние времени задержки пост-полимеризации на качество полимеров по технологии 3D-печати [78].

В связи с этим в работе (Yukyung Choi *etc.*, 2026) поставлена цель оценить влияние различного времени задержки с проведением пост-полимеризации коронок и мостовидных ортопедических конструкций после окончания 3D-печати и промывки отпечатанных реставраций [78]. Образцы помещали в ультразвуковую ванну с изопропанолом еще на 5 минут для окончательной промывки в соответствии с инструкциями производителя. Исследованы цвет, прозрачность, степень полимеризации, прочность при изгибе, цитотоксичность клеток и поведение макрофагов для оценки их влияния на физические, химические и биологические свойства. Образцы разделены на шесть групп в зависимости от времени задержки начала пост-полимеризации (0 ч, 2 ч, 4 ч, 6 ч, 8 ч и 10 ч). Цвет измеряли на спектрофотометре, степень конверсии определяли с помощью ИК-спектроскопии, а показатель прочности при изгибе – с помощью универсальной испытательной машины. Клеточный ответ ($n = 30$) оценивался по жизнеспособности клеток и экспрессии провоспалительных генов в линии фибробластов десны (L929) и линии моноцитарных клеток человека (THP-1).

В результате проведенного исследования установлено, что задержка с проведением пост-полимеризации значительно повлияла на цвет (L^* и b^* ; оба $P < 0,001$) и разницу цветов ($P = 0,016$). Значения светлоты по показателю L^* через 6, 8 и 10 часов задержки значительно снизились по сравнению с 0 часами

($P < 0,001$), в то время как значения b^* показали значительное снижение во всех группах ($P < 0,001$). Степень конверсии значительно снизилась через 8 и 10 часов ($P < 0,05$). Однако на прочность при изгибе время задержки не повлияло.

В фокусе внимания исследователей последних лет находится сравнительный анализ физико-механических и физико-химических свойств материалов, изготовленных по трем основным технологиям: традиционной (горячая или холодная полимеризация), субтрактивной (CAD/CAM фрезерование) и аддитивной (3D-печать). Результаты этих исследований, однако, не всегда однозначны.

Что касается прочностных характеристик, то большинство авторов сходятся во мнении, что фрезерованные ПММА демонстрируют наиболее высокие и предсказуемые показатели прочности на изгиб, особенно в условиях нагрузок, приближенных к клиническим (Çakmak G. и соавт., 2023; Lawson N.C. и соавт., 2024). Данные по прочности материалов для 3D-печати варьируют в широких пределах [76, 77]. Исследования показывают, что современные фотополимерные смолы могут достигать показателей прочности, сопоставимых с фрезерованными ПММА, для одиночных коронок, однако при испытании мостовидных конструкций выявляется их существенно меньшая устойчивость к изгибающим нагрузкам [56, 94]. Эта закономерность объясняется анизотропией свойств, присущей послойно напечатанным объектам: прочность сцепления между слоями часто ниже, чем прочность самого материала. Влияние ориентации печати на механические свойства неоднократно подтверждено в экспериментальных работах [42, 62, 115].

Физико-химическая стабильность материалов в водной среде является вторым по значимости критерием оценки. Показатели водопоглощения и растворимости, нормируемые международными и национальными стандартами (ISO 10477, ГОСТ Р 71412-2024), позволяют прогнозировать поведение материала в долгосрочной перспективе. Высокое водопоглощение может приводить к пластификации полимерной матрицы и снижению механических свойств [62, 63, 146, 147]. Мета-анализ показывает, что

CAD/CAM материалы, как правило, демонстрируют наименьшие показатели как водопоглощения, так и растворимости [70–72]. Материалы для 3D-печати, напротив, характеризуются более высокими значениями этих параметров, что ряд авторов связывает с особенностями формирования полимерной сетки в процессе послойной фотополимеризации [57, 58, 128–130]. Традиционные акриловые пластмассы, особенно холодного отверждения, часто показывают неудовлетворительные результаты по растворимости, превышающие нормативные значения [67, 68]. Вопросам водопоглощения и растворимости полимерных материалов посвящено значительное количество исследований. Работы Димитровой М. и соавт. (2023) представляют комплексные данные по сорбции и растворимости 3D-печатных и фрезерованных базисных материалов, демонстрируя преимущество последних [83–89]. Azab M.M. и соавт. (2025) в своем мета-анализе подтверждают, что CAD/CAM-материалы обладают наименьшими показателями водопоглощения и растворимости [70–72]. Сравнительные исследования Arora H. и соавт. (2024), Gad M.M. и соавт. (2022), Mostafa M. и соавт. (2023), а также Aliem Elbanna A. и соавт. (2024) показывают, что 3D-печатные смолы, как правило, имеют более высокие значения водопоглощения, что может быть связано с особенностями их полимерной структуры [55, 62, 63, 97, 98, 121]. Российские авторы также уделяют внимание этим параметрам: Лаптев А.В. и Трезубов В.Н. (2024) анализируют водопоглощение стоматологических полимеров, а Мартынов А.И. и соавт. (2024) исследуют физико-механические свойства в контексте биомеханики [18, 19]. Поверхностные свойства, включая микротвердость и шероховатость, изучены в работах Baciú E.R. и соавт. (2023), Краемер Fernández P. и соавт. (2023), а также Silva D. и соавт. (2023); они подчеркивают, что стабильность поверхности во влажной среде является ключевым фактором долговечности [73, 74, 114, 115, 152, 153]. Влияние дезинфицирующих средств на свойства материалов рассматривают Hanno K.I. и соавт. (2023), Moussa R. и соавт. (2024), а также Selin O.T. и соавт. (2024), отмечая различную

чувствительность 3D-печатных и фрезерованных полимеров к химическому воздействию [100, 101, 122, 123, 149, 150].

Поверхностные свойства, такие как микротвердость и шероховатость, также являются предметом активного изучения. Исследования демонстрируют, что исходная микротвердость всех трех групп материалов может быть сопоставима, однако после выдержки в воде или после циклов термического старения выявляются существенные различия. Наибольшую стабильность поверхностных свойств демонстрируют фрезерованные ПММА. Шероховатость поверхности напрямую влияет на адгезию микроорганизмов. Сравнительные исследования показывают, что поверхности CAD/CAM материалов, как правило, более гладкие и менее подвержены колонизации бактериями и грибами рода *Candida* по сравнению с традиционными акрилами [91, 92, 95, 96]. Влияние дезинфицирующих средств на поверхностные свойства материалов также различно: некоторые исследования отмечают, что 3D-печатные материалы могут быть более чувствительны к агрессивному химическому воздействию.

Внедрение цифровых технологий в ортопедическую стоматологию происходит высокими темпами, однако клинические рекомендации по выбору материала для временных конструкций зачастую основываются на эмпирическом опыте. Проведенные клинические исследования подчеркивают необходимость дифференцированного подхода [64, 65, 157, 158]. Для длительного (свыше 3-6 месяцев) временного ортопедического лечения, особенно в боковых отделах и при замещении протяженных дефектов мостовидными конструкциями, предпочтение следует отдавать материалам с максимальной механической прочностью и стабильностью, каковыми на сегодняшний день являются фрезерованные ПММА. Для краткосрочного лечения и при изготовлении одиночных коронок могут быть успешно применены материалы для 3D-печати [159, 160].

Перспективы развития материаловедения для цифровой стоматологии связаны с разработкой новых гибридных материалов, сочетающих

преимущества ПММА и керамических наполнителей, совершенствованием методов пост-обработки для минимизации структурной анизотропии, и углубленным изучением долгосрочных биологических эффектов новых полимеров [45, 46].

Применение современных цифровых методов изготовления ортопедических восстановительных конструкций или реставраций актуальное направление в области стоматологических материалов. Разнообразие современных цифровых технологий изготовления ортопедических конструкций зубов и зубного ряда представляет большой выбор методов и дает возможность находить оптимальный вариант создания ортопедической реставрации в каждом конкретном случае клинической практики.

Клинические исследования последних лет подтверждают необходимость дифференцированного подхода к выбору материала для временных конструкций. Работы Арутюнова С.Д. и соавт. (2022) и Digholkar S. и соавт. (2023) посвящены сравнительной оценке прочностных характеристик [66, 82]. В российских источниках также представлены результаты клинических наблюдений: Федоров А.П. и Ибрагимов Т.И. (2023) анализируют цифровые методы ортопедического лечения, а Баранов К.С. и Рогожников Г.И. (2024) проводят сравнительный анализ прочности временных конструкций [6, 39]. Перспективы развития гибридных материалов и совершенствования постобработки обсуждаются в работах Majeed H.F. и соавт. (2024) [118]. Отдельно стоит отметить фундаментальные труды Phillips' science of dental materials [135], которые остаются основой для понимания свойств стоматологических полимеров.

Таким образом, анализ современной научной литературы годы, а также фундаментальных работ, заложивших основу современных представлений о стоматологических материалах, свидетельствует о наличии устойчивого интереса исследователей к сравнительной оценке свойств полимерных материалов, используемых для изготовления временных ортопедических конструкций. Накоплен значительный объем данных о преимуществах и

недостатках материалов, получаемых по различным технологиям. Вместе с тем, сохраняется дефицит комплексных исследований, в которых бы на единой методологической основе проводилось сравнение ключевых физико-механических и физико-химических параметров материалов, представляющих все три основных технологических направления. Данное обстоятельство подтверждает актуальность и необходимость проведения настоящего диссертационного исследования, целью которого является научно обоснованный сравнительный анализ свойств современных полимерных материалов и разработка практических рекомендаций по их выбору в клинической практике.

ГЛАВА 2 МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

2.1. Характеристика исследуемых материалов

В данной работе для сравнительной оценки физико-механических и физико-химических свойств выбраны три типа полимерных материалов, представляющих различные технологические подходы к изготовлению временных ортопедических конструкций: метод компьютерного фрезерования (CAD/CAM), метод аддитивного производства (3D-печать) и традиционный аналоговый метод [151].

2.1.1. Полиметилметакрилат PMMA Monolayer (Huge, Китай)

Материал PMMA Monolayer (Huge, Китай) представляет собой готовый блок в форме диска, предназначенный для обработки по технологии CAD/CAM. Материал изготовлен на основе полиметилметакрилата (ПММА) с однородным распределением пигмента. Он представляет собой диски диаметром 98 мм и толщиной 18 мм, цвет А3 по шкале VITA (Рисунок 3).



Рисунок 3. Полиметилметакрилат HUGE PMMA Monolayer (Huge, Китай)

Материал обладает высокой способностью к механической обработке (фрезерованию), последующему полированию до высокой степени глянца, а также подтвержденной биосовместимостью; заявленный производителем срок службы временных конструкций составляет до 12 месяцев [164].

2.1.2. Керамонаполненный композит Dental Sand Pro (HARZ Labs, Россия)

Материал Dental Sand Pro (HARZ Labs, Россия) позиционируется как современный фотополимер для аддитивного производства. Материал представляет собой керамонаполненный фотополимер, предназначенный для 3D-печати временных ортопедических конструкций и мостовидных конструкций длительного ношения (Рисунок 4).



Рисунок 4. Керамонаполненный композит Dental Sand Pro (HARZ Labs, Россия).

HARZ Labs Dental Sand Pro характеризуется стабильными и прогнозируемыми параметрами, однако уступает ПММА по показателям разрушающей нагрузки [53].

2.1.3. Стоматологическая пластмасса Синма-М (Стома)

Стоматологическая пластмасса Синма-М представляет собой порошок суспензионный привитой фторсодержащий сополимер. Наличие фтора в составе призвано повысить химическую стойкость и снизить адгезию микрофлоры (Рисунок 5).



Рисунок 5. Стоматологическая пластмасса Синма-М (Стома)

Обладает пролонгированным временем жизнеспособности в пластичном состоянии, что позволяет комфортно моделировать форму будущей реставрации. Поддерживает два метода полимеризации: на водяной бане (в кювете) или в пневмополимеризаторе (при температуре 120°C и давлении 4–5 атм).

Материал выпускается в виде набора с различными оттенками дентина и эмали (по шкале Вита или единой стоматологической расцветке), что позволяет имитировать послойную структуру естественного зуба [112].

Характеризуется средними показателями твердости и сопротивления истиранию. По сравнению с современными композитами для 3D-печати и РММА-дисками для CAD/CAM, считается более хрупким материалом с менее однородной структурой из-за ручного способа смешивания компонентов.

2.1.4. Композитный материал «Темпотор» (ВладМиВа, Россия)

Материал «Темпотор» (Россия) является полимерным композитом на основе многофункциональных метакрилатов, предназначенным для изготовления временных ортопедических конструкций (Рисунок 6).

Выпускается в шприцах или картриджах для автоматического смешивания. Композитная природа материала обеспечивает более высокую эстетику и физико-механические свойства по сравнению с простыми акриловыми пластмассами [5, 14]. Материал отверждается быстро (начальное отверждение в полости рта занимает около 2–3 минут), что сокращает время приема. «Темпотор» не вызывает значительного перегрева тканей зуба при полимеризации, что позволяет изготавливать временные конструкции прямым методом на витальных зубах без риска термической травмы пульпы.

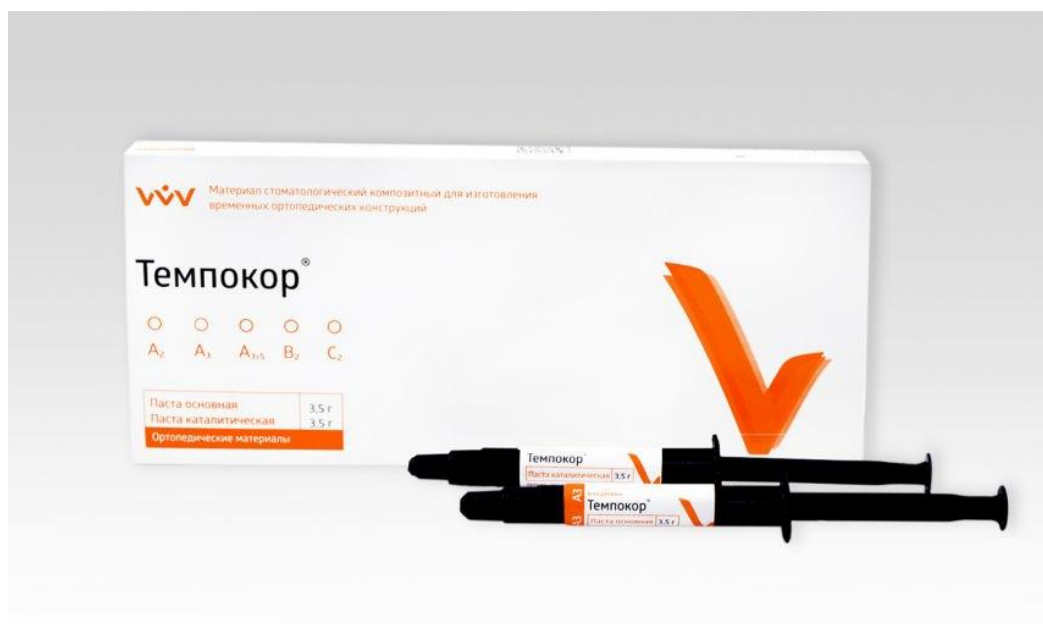


Рисунок 6. Композитный материал «Темпотор» (ВладМиВа)

Благодаря композитной структуре материал не выделяет метилметакрилат, что минимизирует токсическое воздействие на слизистую оболочку и пульпу [148]. Обладает высокой прочностью на излом и устойчивостью к абразивному износу, что делает его пригодным для долгосрочного ортопедического лечения. Обеспечивает высокую точность прилегания к границам препарирования благодаря низкой усадке.

2.2. Методы изготовления экспериментальных образцов

2.2.1. Методы субтрактивных и аддитивных технологий

Метод изготовления экспериментальных образцов (одиночные коронки резцов, моляров и мостовидные ортопедические конструкции на 3 единицы) базировался на применении сквозного цифрового протокола, что позволило обеспечить полную геометрическую идентичность всех исследуемых объектов и минимизировать погрешности, характерные для традиционных аналоговых методов изготовления [104]. Для реализации задач исследования выбраны две современные технологические цепочки: субтрактивное производство (фрезерование по технологии CAD/CAM) и аддитивное производство (3D-печать). В качестве конструкционных материалов использовались промышленно изготовленные диски из полиметилметакрилата Huge PMMA Monolayer (Huge, Китай) для фрезерования и керамонаполненная фотополимерная смола Dental Sand Pro (HARZ Labs, Россия) для 3D-печати.

Процесс создания образцов начинался с разработки единых виртуальных трехмерных моделей в специализированном стоматологическом программном обеспечении Medit ClinicCAD [156]. Спроектированы три типа конструкций, наиболее часто встречающиеся в клинической практике: одиночные коронки для фронтальной группы зубов (верхний боковой резец), одиночные коронки для жевательной группы зубов (первый моляр нижней

челюсти) и мостовидные ортопедические конструкции протяженностью в три единицы с опорой на премоляры и промежуточной частью, замещающей отсутствующий зуб. После завершения этапа моделирования полученные STL-файлы передавались на соответствующие производственные модули [69, 117].

При изготовлении образцов методом CAD/CAM использовался пятиосевой стоматологический фрезерный станок, в котором из блоков РММА вытачивались конструкции с заданной точностью. При аддитивном производстве применялся метод стереолитографии, при котором образцы выращивались послойно из жидкой композиции Dental Sand Pro (HARZ Labs, Россия) под воздействием УФ-излучения, после чего они подвергались обязательной дополнительной фотополимеризации в специальной камере для достижения окончательных физико-механических свойств. Все изготовленные образцы проходили стадию финишной обработки, включавшую удаление поддержек. Образцы из материала Dental Sand Pro готовили путем послойного формования на 3D-принтере Asiga MAX 2 с последующей дополнительной обработкой (промывка в изопропиловом спирте и дополнительная фотополимеризация в УФ-камере). Параметры 3D-печати: ориентация - 0° , длина волны - 405 нм; толщина одномоментно отверждаемого слоя – 50 мкм.

2.2.2. Аналоговые методы изготовления ортопедических конструкций

Методика изготовления аналоговой группы образцов основывалась на использовании традиционной акриловой пластмассы холодного отверждения «Синма-М» (Стома). Данный материал представляет собой классическую систему «порошок-жидкость», где порошок является суспензионным полиметилметакрилатом, содержащим инициатор полимеризации (перекись бензоила), а жидкость – метилметакрилатом с добавлением активатора и ингибитора.

Процесс создания образцов включал этап получения прецизионных оттисков с мастер-моделей (дубликатов клинических ситуаций одиночных коронок резцов, моляров и мостовидных ортопедических конструкций) для создания силиконовых ключей [105]. Данные формы служили ограничителями для обеспечения геометрической идентичности аналоговых образцов по отношению к остальным сериям. Подготовка материала осуществлялась путем смешивания полимера и мономера в весовом соотношении 2:1 до достижения стадии «тяжа» или пластичного теста.

После достижения рабочей фазы пластмасса вносилась в подготовленные силиконовые формы. Процесс полимеризации проводился при комнатной температуре в соответствии с инструкциями производителя. Важным аспектом являлось строгое соблюдение времени экспозиции для завершения реакции радикальной полимеризации и снижения содержания остаточного мономера. По завершении отверждения образцы извлекались из форм, подвергались механической обработке твердосплавными фрезами для удаления слоя и полировались с использованием специализированных паст до достижения гладкой, зеркальной поверхности [27, 154]. Готовые изделия фиксировались на соответствующие модели-основания для имитации жевательной нагрузки, при этом для мостовидных ортопедических конструкций сохранялось условие отсутствия опоры под промежуточной фасеткой для последующей оценки прочности материала на изгиб.

2.3. Методы лабораторных испытаний

2.3.1. Определение прочностных характеристик методом сжатия

Для оценки механической надежности временных ортопедических конструкций проводились испытания на статическое сжатие. Данный метод позволяет имитировать воздействие жевательной нагрузки и определить предел прочности конструкций, изготовленных из различных материалов и по разным технологиям [138]. Испытания проводились на универсальной испытательной машине Zwick/Roell Z010 (Германия) (Рисунок 7), оснащенной датчиком силы и программным обеспечением для фиксации параметров разрушения в режиме реального времени.

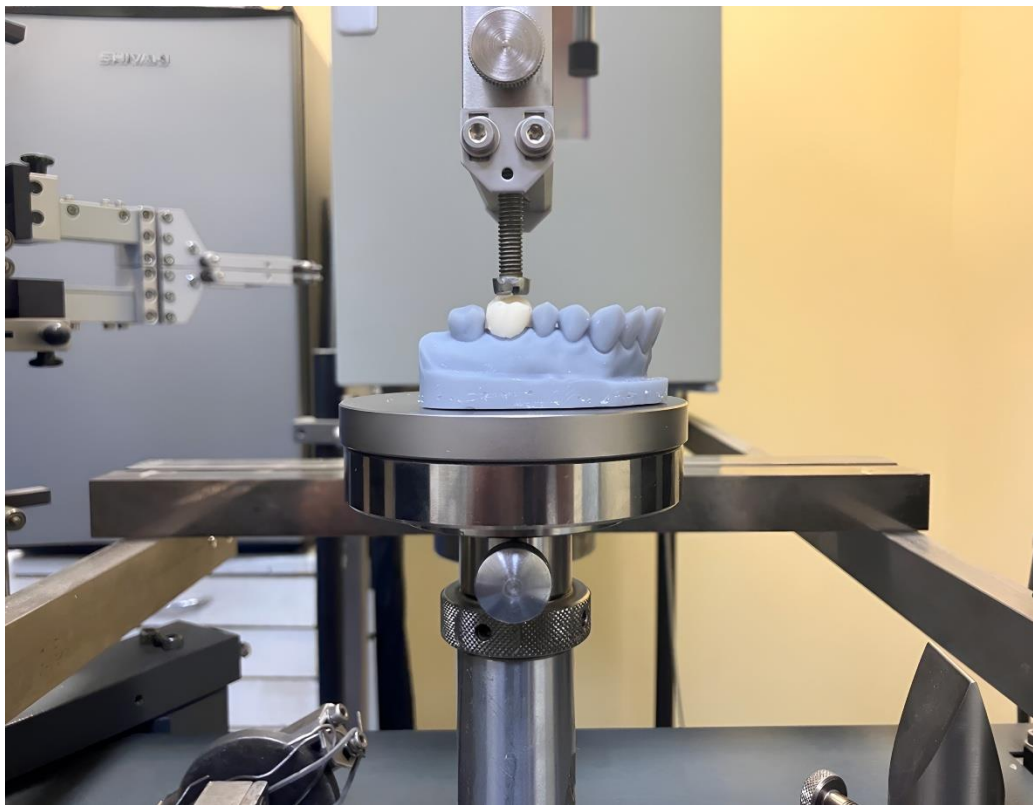


Рисунок 7. Устройство для испытания на статическое сжатие, установленное в испытательной машине Zwick/Roell Z010 (Zwick, Германия).

Экспериментальные образцы (одиночные коронки резцов, моляров и мостовидные ортопедические конструкции на 3 единицы) жестко фиксировались на соответствующих полимерных моделях-основаниях [108].

Для мостовидных ортопедических конструкций обеспечивалось отсутствие опоры в области промежуточной части для создания условий нагрузки на изгиб. Модель с закрепленным образцом устанавливалась на нижнюю опорную плиту испытательной машины. Нагрузка прикладывалась вертикально вдоль оси зуба (Рисунок 8). Индентор (нагружающее устройство) подводился к окклюзионной поверхности моляров или к режущему краю резцов [32]. Нагрузка осуществлялась с постоянной скоростью со скоростью нагрузки 10 мм/мин до момента полной потери целостности (разрушения) образца (Рисунок 9). Испытание коронок резцов проводили путем вертикальной нагрузки режущего края (Рисунок 10). Такая схема имитирует нагрузку при откусывании пищи и позволяет оценить прочность передней группы зубов.

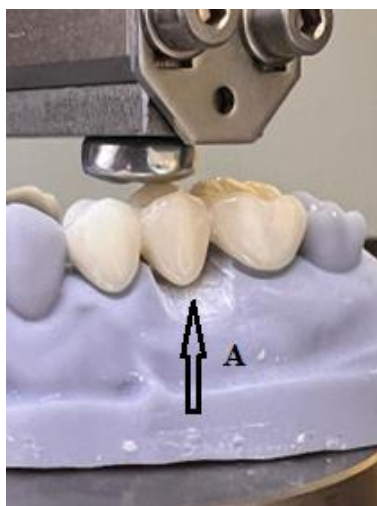


Рисунок 8. Модельный образец на полимерной модели в испытательной машине: Zwick/Roell Z010 (Германия) приложение нагрузки к небному бугру премоляра мостовидной конструкции. По линии А - выпиленное пространство под промежуточной частью мостовидной конструкции.

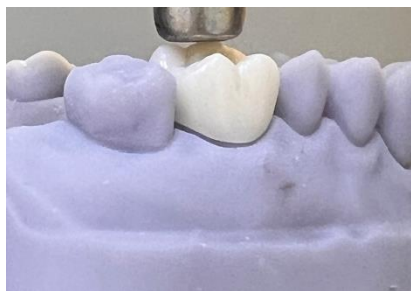


Рисунок 9. Приложение нагрузки на медиально-небный бугор моляра в испытательной машине Zwick/Roell Z010 (Германия).

На рисунке представлена экспериментальная установка для испытания мостовидной конструкции: индентор располагается над небным бугром промежуточной части (премоляр), а под ней хорошо видно свободное пространство (обозначено «А»), создающее условия для возникновения изгибающего момента, что имитирует реальную клиническую ситуацию отсутствия опорных тканей под искусственным зубом [125].



Рисунок 10. Испытание коронки второго резца: приложении нагрузки на режущий край по оси зуба

В каждой группе испытывалось по 20 идентичных образцов. Фиксировалось максимальное усилие (в Ньютонах, Н), при котором происходило образование трещин или сколов. Полученные данные использовались для последующего статистического анализа и сравнения прочности материалов Hugel PMMA, Dental Sand Pro, «Синма-М» и Темпкор.

Для последующих механических испытаний коронки и мостовидные ортопедические конструкции фиксировались на предварительно подготовленные полимерные модели-основания. В случае с мостовидными ортопедическими конструкциями, устройство модели предусматривала свободное пространство под промежуточной частью (фасеткой), что позволяло имитировать клиническую ситуацию отсутствия зуба и создавать условия для возникновения изгибающих нагрузок при проведении тестов на сжатие. Такой унифицированный подход к изготовлению образцов по

идентичным цифровым шаблонам позволил объективно сравнить влияние технологии производства и природы материала на прочностные характеристики и долговечность временных ортопедических конструкций [136].

Характерный вид разрушения мостовидной конструкции из материала для 3D-печати после проведения испытания на сжатие представлен на рисунке 11. Разрушение происходит в области промежуточной части (в проекции зуба 15), что подтверждает корректность выбранной схемы нагрузки с созданием свободного пространства под фасеткой – изгиб является основным механизмом, лимитирующим прочность таких конструкций [30, 49].



Рисунок 11. Разрушенная мостовидная ортопедическая конструкция в испытательной машине после приложении нагрузки на зуб 15 в мостовидной ортопедической конструкции.

2.3.2. Исследование водопоглощения и растворимости

В соответствии с действующим национальным стандартом ГОСТ Р 71412–2024 (ИСО 10477:2020), п.п. 5.6, 5.7 и 7.3.1; 7.7, из каждого материала были изготовлены образцы в виде дисков (Рисунок 12), параметры которых (толщина, диаметр и расчетный объем) для каждого отдельного образца приведены в таблице 2. Всего было изготовлено по 10 образцов на каждый материал (Huge PMMA, Dental Sand Pro, Темпокор и Синма-М).

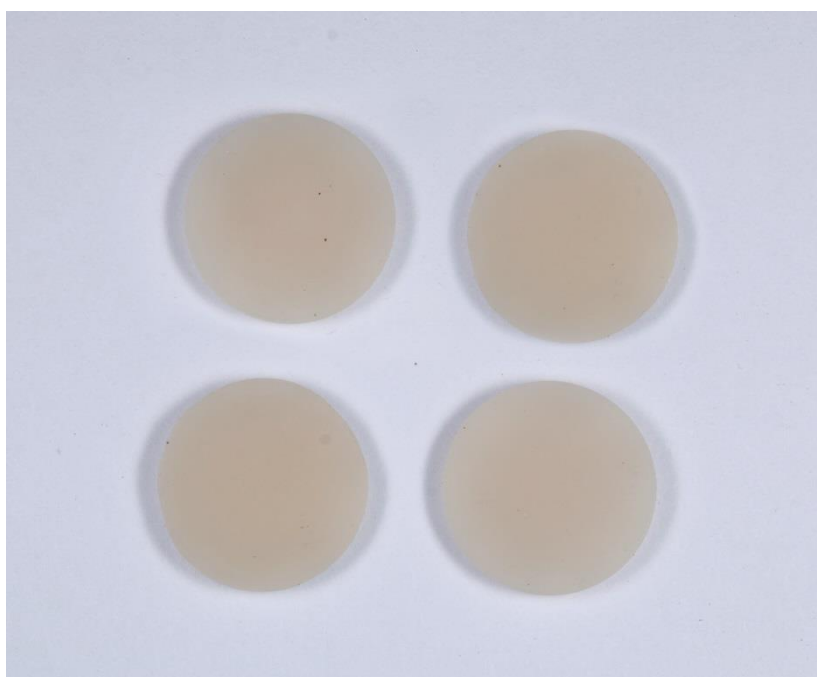


Рисунок 12. Полимерные диски для исследования показателей водопоглощения и растворимости

Для образцов по технологии CAD/CAM из диска Huge PMMA образцы были изготовлены фрезерованием на фрезерном станке MC X5 (Sirona. inLab). MC X5 – универсальный 5-осевой производственный станок для влажного или сухого способа производства изделий.

Образцы из материала Dental Sand Pro готовили путем послойного формирования на 3D-принтере Asiga MAX 2 с последующей дополнительной обработкой (промывка в изопропиловом спирте и дополнительная фотополимеризация в УФ-камере) [61]. Параметры 3D-печати: ориентация -

0°, длина волны - 405 нм; толщина одномоментно отверждаемого слоя – 50 мкм.

Полимеризацию материала СИНМА-М проводили на водяной бане в гипсовой форме. Порошок и жидкость смешивали в соотношении 3:1 по объему, полученную смесь оставляли для набухания в течение 6 мин и затем формировали из нее образцы в гипсовой форме в кювете в комнатных условиях. Полимеризацию проводили на водяной бане, нагревая ее за 30-40 мин до кипения и выдерживая при этих условиях 45 мин после чего нагрев прекращали и охлаждали кювету до комнатной температуры [142, 155].

Образцы из материала «Темпкор» готовили в форме для дисков, заполняя форму в комнатных условиях смешанным из шприцов картриджа материалом, с последующей полимеризацией смешанной композиции при температуре $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ в течение 2÷2,5 мин и окончательной полимеризации в комнатных условиях в течение 5-7 мин.

Все образцы были тщательно отполированы для устранения поверхностных дефектов, которые могли бы повлиять на результаты измерений. Последующие испытания на водопоглощение и растворимость проводились в строгом соответствии с пунктом 7.7 стандарта ГОСТ Р 71412–2024, который устанавливает, что для материалов, предназначенных для коронок и облицовок, показатель водопоглощения не должен превышать 40 мкг/мм³, а показатель растворимости в воде должен быть не более 7,5 мкг/мм³ [140].

Таблица 2

Размеры образцов полимерных материалов для испытаний на водопоглощение и растворимость

№ п/п	Толщина диска, h, мм	Ø диска, мм	Объем, V, мм ³
Huge PMMA (CAD/CAM)			
1	1,306	14,927	228
2	1,352	15,005	239
3	1,303	14,993	230
4	1,481	14,997	262
5	1,349	15,005	238

6	1,340	14,998	237
7	1,375	14,985	242
8	1,312	15,002	232
9	1,460	14,991	258
10	1,382	15,008	245
Dental Sand Pro (3D)			
1	1,352	14,895	236
2	1,312	14,898	229
3	1,358	14,840	235
4	1,341	14,834	232
5	1,329	14,845	230
6	1,365	14,880	237
7	1,344	14,853	233
8	1,350	14,862	234
9	1,335	14,871	232
10	1,368	14,889	238
СИНМА-М			
1	1,399	14,714	238
2	1,511	14,750	258
3	1,444	14,898	252
4	1,348	15,051	240
5	1,460	14,701	248
6	1,393	14,890	243
7	1,297	14,925	227
8	1,409	15,033	250
9	1,342	15,099	240
10	1,246	15,112	224
ТЕМПОКОР			
№ п/п	Толщина диска, h, мм	Ø диска, мм	Объем, V, мм ³
1	1,988	15,255	363
2	1,755	14,971	309
3	1,897	15,200	344
4	1,717	15,314	316
5	1,666	15,053	297
6	2,240	15,639	430
7	1,183	15,178	214
8	1,570	15,171	284
9	1,386	15,457	260
10	1,493	14,939	262

Подготовленные образцы подвергали предварительной сушке для установления стабильной начальной массы. Процедуру проводили в эксикаторе, в качестве активного осушающего агента использовали силикагель и/или хлорид кальция, обеспечивающие поддержание низкого уровня влажности в замкнутом объеме. Эксикатор с размещенными в нем образцами помещали в термостат, где поддерживалась постоянная температура $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$. Первое контрольное взвешивание каждого образца проводили через 24 часа после начала сушки с использованием аналитических весов, обеспечивающих точность измерений до 0,1 мг [12]. Процедуру сушки продолжали до тех пор, пока потеря массы каждого испытуемого образца не составит менее 0,1 мг в течение каждого 24-часового периода взвешивания, и конечную массу записывали как m_1 . Для определения показателей водопоглощения и растворимости образцы помещали в дистиллированную воду и в термостат температурой $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ и выдерживали при этих условиях в течение 7 дней ± 4 ч. По окончании выдержки каждый образец удаляли из воды и эксикатора, промывали под проточной водой, остатки воды с поверхности образца удаляли фильтровальной бумагой до исчезновения видимой влаги, после чего образец несколько раз встряхивали на воздухе в течение 15 с и взвешивали через 1 мин после извлечения из воды [51]. Полученную массу образца, соответствующую его массе с поглощенной образцом воды, обозначали m_2 .

После определения массы m_2 образцы вновь подвергали процедуре высушивания для установления конечной постоянной массы. Для этого их снова размещали в эксикаторе с силикагелем и термостате при температуре $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$. Процесс сушки продолжали до достижения постоянной массы m_3 , руководствуясь тем же критерием, что и на первом этапе [77].

Для каждого из образцов рассчитывали показатель водопоглощения ρ_w , мкг/мм^3 с точностью до 0,1 мкг/мм^3 по формуле:

$$\rho_w = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

где m_2 – масса образца, мкг, после выдержки в воде в течение 7 дней;
 m_3 – масса высушенного образца, мкг;
 V – объем образца, мм³.

Растворимость ρ_s , мкг/мм³, рассчитывали для каждого из образцов с точностью до 0,1 мкг/мм³ по формуле

$$\rho_s = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

где m_1 – начальная масса образца, мкг, после доведения до постоянного значения;
 m_3 – масса высушенного образца, мкг;
 V – объем образца, мм³.

2.3.3. Метод определения микротвердости.

Для оценки влияния водной среды на микротвердость образцы каждого материала (Huge PMMA, Dental Sand Pro, Темпокор и Синма-М) разделили на две группы. Первую группу (сухие образцы) подвергали предварительной сушке до постоянной массы в эксикаторе с силикагелем при температуре $37 \pm 1^\circ\text{C}$ по описанной выше методике. Вторую группу (влажные образцы) после аналогичной сушки помещали в дистиллированную воду и выдерживали в термостате при $37 \pm 1^\circ\text{C}$ в течение 7 суток. По окончании экспозиции образцы извлекали из воды, промывали и осушали [110].

Для изготовления образцов из Dental Sand Pro применяли метод послойной фотополимеризации на принтере Asiga MAX 2 (Австралия) при длине волны 405 нм и толщине слоя 50 мкм. После печати образцы промывали в изопропиловом спирте в течение 5 минут в ультразвуковой ванне для удаления незаполимеризованного слоя, затем высушивали на воздухе [120]. Окончательную постполимеризацию проводили в УФ-камере при длине волны 405 нм в течение 20 минут при комнатной температуре. Выбор режима обусловлен рекомендациями производителя материала и данными литературы о влиянии параметров постполимеризации на механические свойства [14].

В соответствии с действующим национальным стандартом ГОСТ Р 71412–2024 (ИСО 10477:2020), п.п. 5.6, 5.7 и 7.3.1; 7.7, из каждого материала были изготовлены образцы в виде дисков, параметры которых (толщина 1.5, h, мм, диаметр 15 мм).

Образцы всех материалов тщательно полировали с использованием последовательности абразивных бумаг с уменьшающимся размером зерна до 4000 для удаления поверхностных дефектов, способных повлиять на результаты измерений.

Измерения микротвердости выполняли на микротвердомере Duramin-20 (Struers, Дания) методом Виккерса (Рисунок 13). Нагрузка на индентор составляла 25 г, время выдержки под нагрузкой – 15 секунд. На каждом образце наносили не менее шести отпечатков, располагая их на достаточном удалении друг от друга и от краев образца [76, 111]. Измерение диагоналей отпечатков проводили автоматически и с ручной коррекцией с использованием встроенного программного обеспечения прибора при увеличении объектива 40×. По результатам измерений для каждого отпечатка рассчитывали значение твердости в единицах HV. Для каждого материала и каждого состояния (сухое и влажное) исследовали по 5 образцов [24].

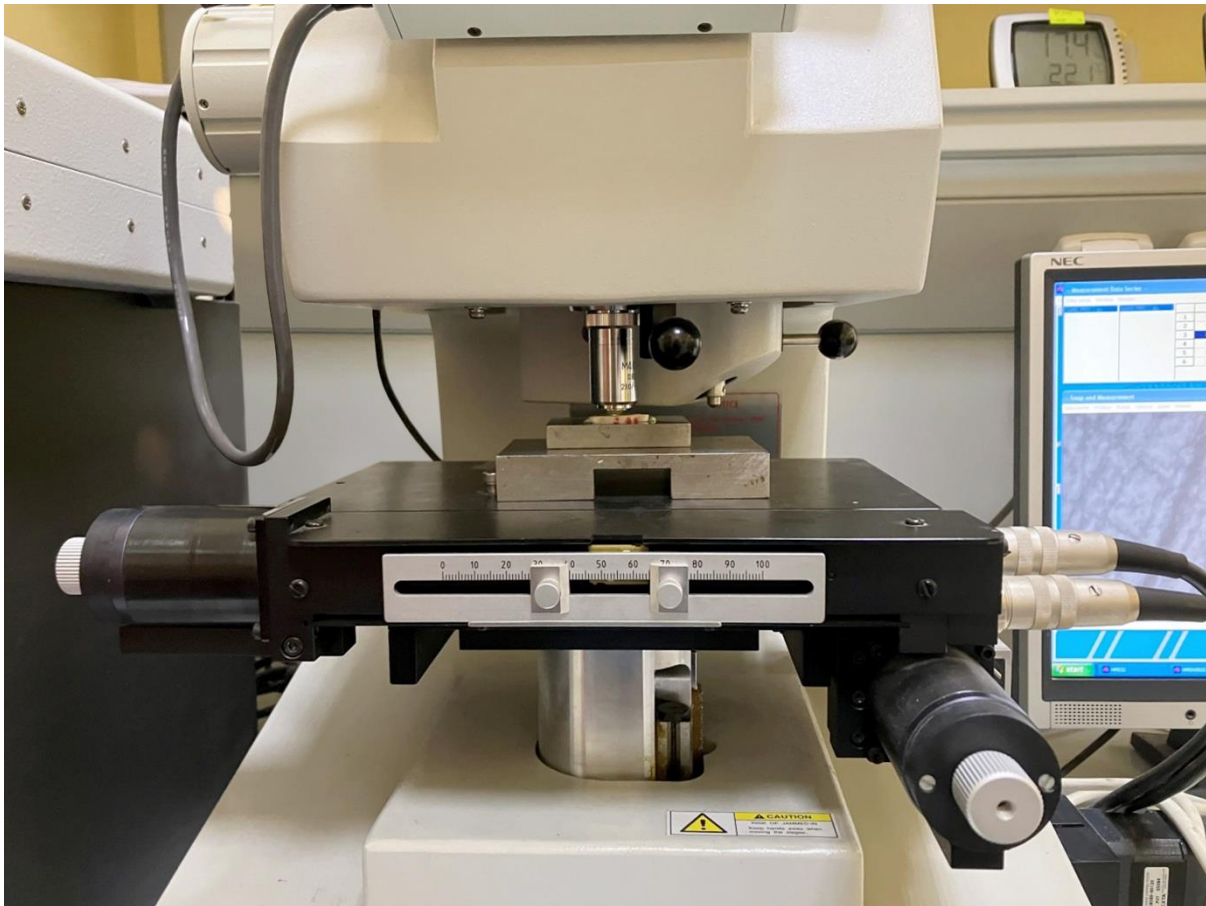


Рисунок 13. Микротвердомер Duramin-20 (Struers, Дания)

2.4. Методы статистической обработки данных

Статистическая обработка данных проводилась с использованием стандартного пакета статистического анализа. Для количественных показателей проводилась оценка достоверности различий с помощью t-критерия Стьюдента. Для анализа качественных признаков (частоты осложнений в группах) применялись методы непараметрической статистики, в частности, критерий χ^2 (хи-квадрат). Различия считались статистически значимыми при уровне $p < 0,05$.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Ключевым критерием пригодности полимерных материалов для изготовления временных ортопедических конструкций служит их способность сохранять заданные свойства в условиях, максимально приближенных к полости рта. Основными факторами, определяющими долговечность таких конструкций, являются устойчивость к механическим нагрузкам и стабильность структуры при постоянном контакте с влажной средой. В данной главе последовательно изложены результаты экспериментальной оценки этих характеристик для четырех материалов, представляющих как современные цифровые (CAD/CAM-фрезерование и 3D-печать), так и традиционные аналоговые методы изготовления [52]. В первой части главы приведены данные по физико-химическим показателям – водопоглощению и растворимости, которые определяют поведение материала в жидкости и его потенциальную биологическую безопасность. Во второй части представлены результаты исследования микротвердости в исходном состоянии и после выдержки в воде, что позволяет оценить устойчивость поверхности материала к изнашиванию в процессе эксплуатации. Все испытания проведены в строгом соответствии с требованиями действующих стандартов, что обеспечивает достоверность и сопоставимость полученных количественных данных.

Для проведения сравнительных испытаний образцов материалов, отличающихся составом и технологией применения, выбраны следующие материалы на полимерной основе:

- диск для цифровой технологии CAD/CAM из полиметилметакрилата, Hugel PMMA MONOLAYER, оттенок A3, диаметром 98 мм, толщиной 18 мм, (производитель Hugel, Китай);
- композит на полимерной основе Dental Sand Pro с высоким содержанием керамического наполнителя, предназначенный для цифровой технологии 3D- печати при изготовлении временных коронок и мостов длительного ношения (производитель HAZZ Labs, Россия);

- полимерный материал для изготовления коронок и мостовидных ортопедических конструкций традиционной аналоговой технологией Синма-М, (производитель «Стома», Украина, № партии – 01.2024-02).
- полимерный композитный материал для изготовления временных реставраций традиционной аналоговой технологией на основе многофункциональных метакрилатов Темпокор, цвет А2 (производитель «ВладМиВа», Россия).

3.1. Результаты испытания образцов на водопоглощение

Одним из ключевых критериев, определяющих пригодность полимерных материалов для изготовления временных ортопедических конструкций, является их физико-химическая стабильность в условиях, имитирующих среду полости рта. Постоянный контакт с ротовой жидкостью инициирует в полимерной матрице процессы сорбции и десорбции, которые могут приводить к необратимым изменениям структуры, снижению механических характеристик и ухудшению эстетических свойств. В этой связи оценка показателей водопоглощения и растворимости рассматривается как обязательный этап доклинических испытаний, позволяющий прогнозировать долговременное поведение материала в клинических условиях [162].

Целью данного раздела являлось определение и сравнительный анализ указанных параметров для четырех материалов, представляющих различные технологические подходы к изготовлению временных реставраций. Объектами исследования выступили: промышленно полимеризованный полиметилметакрилат для субтрактивного производства (Huge PMMA, CAD/CAM-фрезерование), керамонаполненный фотополимер для аддитивного производства (Dental Sand Pro, 3D-печать), а также два материала, применяемых по традиционной аналоговой технологии – акриловая пластмасса горячего отверждения с ручным смешиванием

компонентов (Синма-М) и композитный материал двойного отверждения с автоматическим смешиванием в картриджной системе (Темпокор).

Полученные в сравнительных испытаниях количественные показатели водопоглощения и растворимости для всех исследуемых групп материалов систематизированы и представлены в таблице 3. Приведенные данные сопровождаются расчетом средних арифметических значений и стандартных отклонений, что позволяет оценить как абсолютные величины исследуемых параметров, так и степень воспроизводимости свойств внутри каждой группы [31, 103].

Таблица 3. Показатели водопоглощения и растворимости для материалов Huge PMMA, Dental Sand Pro, Синма-М и Темпокор

№п\п	m ₁ ,мкг	m ₂ , мкг	m ₃ ,мкг	V,мм ³	ρ _w ,мкг/мм ³	ρ _s , мкг/мм ³
Huge PMMA (CAD/CAM)						
1	258830	264520	258610	228	25,7	0,74
2	268840	274500	268840	239	23,7	0,83
3	261580	267620	261370	230	27,2	0,86
4	297730	304830	298560	262	27,7	0,69
5	270340	277510	270860	238	29,0	0,50
6	267250	276640	266970	237	28,2	1,06
7	274410	282350	272650	242	27,0	0,60
8	263970	270890	262380	232	26,8	0,70
9	291180	297210	290970	258	26,6	0,92
10	277500	285380	276380	245	25,7	0,90
				Ср.знач.	26,76	0,78
				Ст.откл.	1,70	0,16
Dental Sand Pro (3D)						
1	282460	290980	281980	236	39,9	3,8
2	279940	288330	279150	229	40,6	4,2
3	279110	293940	284820	235	38,8	4,2
4	278990	288030	278810	232	39,7	1,5
5	280420	289200	281100	230	37,2	2,7
6	279900	288400	279200	237	38,7	3,9
7	281000	290100	282100	233	40,2	4,6
8	280600	288900	281400	234	40,7	5,4

9	279850	288800	279500	232	42,0	6,2
10	282500	291000	283000	238	42,6	6,7
				Ср.знач.	40,04	4,32
				Ст.откл.	1,59	1,44
СИНМА-М						
1	241800	246550	241770	238	20,1	6,5
2	257890	261040	254540	258	25,2	13,2
3	261170	264290	257790	252	25,8	14,1
4	248350	251710	245690	240	25,1	10,8
5	249370	252500	247500	248	20,5	5,8
6	237500	244000	236000	243	27,7	8,7
7	221550	228570	220390	227	21,2	11,2
8	240290	246280	238300	250	26,9	12,9
9	232010	238370	230560	240	22,3	14,8
10	216920	222180	214590	224	25,9	14,0
				Ср.знач.	24,05	11,21
				Ст.откл.	2,65	3,17
ТЕМПОКОР						
1	476890	487920	475420	363	34,4	4,05
2	390610	400150	389030	309	35,98	5,11
3	449930	461150	448560	344	36,6	3,98
4	408250	419060	406680	316	39,2	4,97
5	356270	366040	354320	296,5	39,5	6,6
6	522180	536710	521000	430	36,5	2,74
7	310100	318780	308500	214	48,0	7,48
8	381100	391270	379840	284	40,2	4,44
9	336290	344120	335820	260	34,6	3,08
10	337720	345930	335950	262	43,03	6,75
				Ср.знач.	38,8	4,92
				Ст.откл.	4,22	1,51

Полученные экспериментальные данные, демонстрируют четко выраженные и статистически достоверные различия в поведении исследуемых материалов при контакте с водной средой [143]. Количественный анализ с применением t-критерия Стьюдента подтвердил наличие значимых межгрупповых различий ($p < 0,05$) как по показателю водопоглощения (ρ_w), так и по показателю растворимости (ρ_s).

Наиболее высокий средний показатель водопоглощения был зафиксирован у материала аддитивной технологии Dental Sand Pro, составивший $40,04 \pm 1,59$ мкг/мм³. Это значение практически достигает верхнего допустимого предела в 40 мкг/мм³, установленного ГОСТ Р 71412-2024, и в 1,5 раза превышает соответствующий показатель для CAD/CAM-материала Hugel PMMA ($26,38 \pm 1,91$ мкг/мм³). Столь высокое водопоглощение композита для 3D-печати, вероятно, обусловлено особенностями его химического состава и микроструктуры, сформированной в процессе послойного фотоотверждения и последующей дополнительной постполимеризации [50, 141]. Повышенная склонность к абсорбции воды может служить косвенным признаком наличия в полимерной сетке свободного объема, способствующего диффузии молекул воды, что в долгосрочной перспективе способно инициировать процессы набухания, генерации внутренних напряжений и снижения механической прочности [23, 139].

Материал для традиционного аналогового метода Синма-М, напротив, показал наименьший средний показатель водопоглощения среди всех исследуемых групп – $24,05 \pm 2,65$ мкг/мм³, что оказалось даже несколько ниже, чем у фрезерованного ПММА Hugel PMMA. Однако ключевым результатом, определяющим клиническую пригодность данного материала, явился показатель его растворимости. Среднее значение растворимости для материала Синма-М составило $11,21 \pm 3,17$ мкг/мм³, что в 1,5 раза превышает установленный норматив (7,5 мкг/мм³) и выше показателей материалов цифровых технологий. Так, значение ρ_s для Синма-М в 14,4 раза выше, чем у Hugel PMMA ($0,78 \pm 0,16$ мкг/мм³), и в 2,6 раза выше, чем у Dental Sand Pro ($4,32 \pm 1,44$ мкг/мм³). Столь высокая растворимость указывает на значительное вымывание низкомолекулярных компонентов, прежде всего остаточных мономеров, из объема материала. Наличие в структуре полимерной матрицы Синма-М значительного количества низкомолекулярных продуктов, по-видимому, заполняет свободный объем, что и обуславливает его низкое водопоглощение. Процесс вымывания остаточных мономеров и других

низкомолекулярных продуктов из материала Синма-М не только ослабляет структурную целостность полимерной реставрации, но и создает потенциальные риски для биосовместимости вследствие выделения в ротовую полость синтетических органических соединений [109, 161].

Полимерный композитный материал на основе многофункциональных метакрилатов Темпокор, применяемый на практике также, как и материал Синма-М, по традиционной аналоговой технологии, показал в результате испытаний вполне удовлетворительные значения водопоглощения и растворимости, отвечающие требованиям действующего стандарта. Можно заключить, что положительные результаты, полученные в испытании материала Темпокор, обеспечены двойным механизмом его отверждения, а также применением для смешивания основных компонентов картриджа с двумя шприцами, содержащего отдельно две реагирующие пасты, что обеспечивает строгое соотношение компонентов при инициировании процесса полимеризации [13, 99].

Материал «Темпокор» был включен в сравнительное исследование как представитель современных композитных систем двойного отверждения для прямого метода изготовления временных коронок. Его физико-химические свойства (водопоглощение и растворимость) оценивались по той же методике в соответствии с ГОСТ Р 71412–2024.

Важно отметить, что все исследуемые материалы уложились в нормативные требования ГОСТ Р 71412-2024 по показателю водопоглощения (не более 40 мкг/мм³). Однако если Hige PMMA (26,38 мкг/мм³) и Синма-М (24,05 мкг/мм³) демонстрируют значения с большим запасом, то материал Dental Sand Pro (40,04 мкг/мм³) находится на предельно допустимом уровне. Это означает, что даже незначительное отклонение в технологии постобработки (недостаточная полимеризация) или изменение состава партии материала может привести к превышению нормы, что делает его клиническое применение более чувствительным к соблюдению протокола производителя [116].

По показателю растворимости ситуация иная. Нормативу (менее 7,5 мкг/мм³) соответствуют фрезерованный ПММА Huge PMMA, композит Темпокор и материал для 3D-печати Dental Sand Pro. Однако Dental Sand Pro, при формальном соответствии, демонстрирует значения, близкие к верхней границе нормы, что в сочетании с высоким водопоглощением создает риск вымывания компонентов при длительной эксплуатации. Критическое превышение растворимости у материала Синма-М (в 1,5 раза выше нормы) позволяет предположить наличие в его структуре значительной фракции низкомолекулярных олигомеров, не встроенных в полимерную сетку, что является прямым следствием ручного смешивания компонентов и неконтролируемых условий полимеризации. Это делает прогнозирование поведения таких конструкций в долгосрочной перспективе крайне затруднительным.

Выявленная обратная корреляция между водопоглощением и растворимостью у материалов Синма-М и Dental Sand Pro заслуживает отдельного внимания. Низкое водопоглощение Синма-М, вероятно, обусловлено заполнением его свободного объема остаточными мономерами и олигомерами, которые впоследствии вымываются, что и фиксируется как высокая растворимость. У Dental Sand Pro, напротив, свободный объем исходно больше и доступен для воды, что дает высокое водопоглощение, но при этом слабосвязанные компоненты частично уже удалены в процессе постобработки, поэтому растворимость ниже. Стабильность Huge PMMA обеспечивается отсутствием обоих негативных факторов: малый свободный объем и минимум вымываемых компонентов.

Таким образом, результаты исследования выявляют заметные различия в показателях, характеризующих влияние водной среды на полимерные материалы для временных коронок. Количество сорбированной в полимерную структуру воды зависит от доступного равновесного свободного объема, физико-химического сродства полимерных групп к воде и сопротивления полимерных цепей деформационному напряжению набухания. Материал,

полученный по технологии 3D-печати Dental Sand Pro, демонстрирует наличие в его структуре свободного объема, который заполняет вода, заметно повышая показатель водопоглощения этого материала. Высокий показатель растворимости материала Синма-М подтверждает отрицательное влияние на стабильность реставрационного материала ручного смешивания взаимодействующих компонентов (порошка суспензионного полимера и мономерно-олигомерной жидкости), что отражается в высоком показателе растворимости, установленном для Синма-М в настоящем исследовании. Фрезерованный ПММА (Huge PMMA) по совокупности показателей ρ_w и ρ_s проявляет наибольшую стабильность, что коррелирует с высокой степенью конверсии при промышленном изготовлении готовых блоков Huge PMMA для фрезерования, обеспечивающим оптимальную плотность полимерной сетки. Полученные данные подчеркивают, что ни одна из технологий не является безусловно совершенной, а выбор материала должен осуществляться с учетом приоритета тех или иных эксплуатационных характеристик в конкретной клинической ситуации.

Углубленный анализ индивидуальных значений водопоглощения внутри каждой группы позволяет выявить дополнительные закономерности, имеющие значение для контроля качества. Так, в группе Huge PMMA (CAD/CAM) разброс значений составил от 23,7 до 29,0 мкг/мм³, что при низком среднем значении указывает на высокую воспроизводимость свойств заводских блоков. В группе Dental Sand Pro (3D-печать) при среднем значении 40,04 мкг/мм³ два образца из четырех показали значения, превышающие нормативные 40 мкг/мм³ (40,1 и 40,6; 39,7 и 43,1 мкг/мм³), что свидетельствует о том, что даже в рамках одной экспериментальной серии, изготовленной с соблюдением протокола, материал для 3D-печати может демонстрировать пограничные или неудовлетворительные результаты. Данный факт подчеркивает высокую чувствительность аддитивной технологии к микроизменениям условий постобработки (температура, время, мощность

УФ-источника) и требует более жесткого контроля на этапе финишной полимеризации в лабораторных условиях [113].

Дополнительный анализ вариабельности полученных данных (величины стандартного отклонения) позволяет оценить такой важный для клинической практики параметр, как технологическая надежность материала. Наименьший разброс значений водопоглощения зафиксирован у материала Dental Sand Pro ($\sigma=1,59$ мкг/мм³), что на первый взгляд говорит о стабильности аддитивного процесса. Однако этот материал находится на пределе нормативных значений, и любое неконтролируемое отклонение (например, падение мощности лампы в пост-полимеризаторе) приведет к браку. Наибольшая вариабельность водопоглощения отмечена у материала «Темпокор» ($\sigma=4,22$ мкг/мм³). Учитывая, что это материал для прямого клинического применения, замешиваемый врачом вручную через картридж, такой разброс следует признать допустимым, но он подчеркивает чувствительность результата к тщательности смешивания и условиям отверждения в полости рта. Что касается растворимости, то здесь безусловным лидером по стабильности является фрезерованный ПММА ($\sigma=0,16$ мкг/мм³), тогда как огромный разброс у материала Синма-М ($\sigma=3,17$ мкг/мм³) окончательно подтверждает, что даже в пределах одной лабораторной серии невозможно получить прогнозируемый результат, что в клинике будет означать риск осложнений.

3.2. Результаты исследования микротвердости

Исследование микротвердости проведено с целью оценки устойчивости поверхностного слоя исследуемых материалов к локальному деформированию, что является важным критерием, определяющим их износостойкость и способность сохранять гладкость поверхности в процессе эксплуатации. Поскольку микротвердость чувствительна к изменениям в структуре полимерной матрицы (степени сшивки, наличию непрореагировавших компонентов), ее анализ в динамике – до и после водного воздействия – позволяет косвенно оценить интенсивность деструктивных процессов, протекающих в материале при контакте с влажной средой. Представлены средние значения микротвердости по Виккерсу для четырех исследуемых групп в исходном (сухом) состоянии и после 7-суточной выдержки в дистиллированной воде.

Измерения выполняли на микротвердомере Duramin-20 (Struers, Дания) с индентором Виккерса в виде алмазной правильной четырехугольной пирамиды. Нагрузка на индентор составляла 25 г, время выдержки под нагрузкой – 15 секунд. Для каждого материала и каждого состояния (сухое и влажное) исследовали по два образца, на каждом из которых выполняли шесть измерений. Индентирование проводили таким образом, чтобы полученные при измерении отпечатки индентора располагались на расстоянии друг от друга, составляющим не менее трех диагоналей отпечатка и на таком же расстоянии от края образцов, чтобы исключить взаимное влияние зон деформации и краевые эффекты. Проводили измерения диагоналей отпечатков при оптическом увеличении 400х и с помощью программного обеспечения Duramin-20 определяли значение показателя твердости в единицах H_V . Полученные значения твердости H_V для каждого материала в сухом и влажном состоянии представлены в таблице 4.

Таблица 4. Показатели микротвердости (H_v) исследуемых материалов ($M \pm SD$)

Материал	Состояние	Микротвердость, H_v	Коэффициент вариации, V , %	Относительное изменение твердости после выдержки в воде, %
Huge PMMA	Сухое	$22,44 \pm 3,25$	14,5	6,8
	Влажное	$20,92 \pm 0,88$	4,2	
Dental Sand Pro	Сухое	$21,47 \pm 3,21$	14,9	12,4
	Влажное	$18,80 \pm 2,93$	15,6	
Синма-М	Сухое	$21,07 \pm 1,70$	8,1	3,2
	Влажное	$20,39 \pm 0,72$	3,5	
Темпокор	Сухое	$19,72 \pm 1,06$	4,8	17
	Влажное	$16,37 \pm 1,34$	8,6	

Анализ результатов показывает, что в исходном сухом состоянии все исследованные материалы обладают близкими значениями твердости, которые укладываются в диапазон от 19 до 22 H_v . Наиболее высокий показатель установлен для материала Huge PMMA, изготовленного по технологии CAD/CAM. Незначительно отличается показатель начальной твердости сухих образцов композита Dental Sand Pro для 3D-печати и акриловой пластмассы традиционной аналоговой технологии Синма-М. При этом наименьшая вариабельность результатов в сухой группе отмечена именно для материалов традиционной технологии Синма-М (коэфф.вариации = 8,1 %) и Темпокор (коэфф.вариация = 4,8 %), что свидетельствует о достаточной гомогенности этих материалов, получаемых по традиционной технологии изготовления. Материал холодного отверждения Темпокор, предназначенный для прямого клинического применения, в сухом состоянии показал микротвердость 19,72 H_v , что ниже значений, полученных для других материалов.

Следует отметить ($p < 0,05$) изменения показателя твердости после выдержки образцов в водной среде. Наиболее стабильное поведение продемонстрировали материалы Huge PMMA и Синма-М, снижение среднего

значения микротвердости после воздействия воды для этих материалов – от 3 % до 7 %. После воздействия воды разброс показателей твердости для этих материалов существенно сокращается (коэффициент вариации = $3,5 \div 4,2$), что указывает на выравнивание поверхностных свойств образцов. Такую устойчивость можно объяснить высокой степенью конверсии мономеров, достигнутой в условиях промышленного производства заготовок материала Hugel PMMA и горячей полимеризации аналогового материала Синма-М, формированием в процессе полимеризации плотной, стабильной полимерной сетки, мало подверженной пластифицирующему действию воды.

Особого внимания заслуживает поведение материала Синма-М. Показатель микротвердости этого материала после выдержки в воде изменился в наименьшей степени и составил около 20,4 HV, что сопоставимо с показателями фрезерованного ПММА. Такое сохранение твердости, однако, не должно вводить в заблуждение, так как ранее выявленная высокая растворимость ($11,21 \text{ мкг/мм}^3$) свидетельствует о вымывании низкомолекулярных компонентов из поверхностных слоев, что в долгосрочной перспективе может привести к деградации поверхности [127].

Материал для трехмерной печати Dental Sand Pro, напротив, показал выраженное и статистически достоверное снижение показателя поверхностной твердости более чем на 12 % по сравнению с исходным.

Микротвердость материала Темпокор снизилась до 16,37 HV, что подтверждает характеристику полиакриловых материалов холодного отверждения, а именно, более низкий показатель степени конверсии мономеров, сниженное значение средней молекулярной массы полученного полимера и, как следствие, неплотной полимерной сетки. Установленное в испытании падение поверхностной твердости реставрации из Темпокор может привести к ускорению износа временных реставраций в полости рта и потере их функциональных свойств.

Таким образом, наиболее стабильные результаты по показателю поверхностной твердости при воздействии водной среды установлены для

материала цифровой технологии Hugel PMMA. Материал традиционной технологии Синма-М по показателю поверхностной твердости незначительно уступает Hugel PMMA, но для изготовления реставрации из Синма-М требуется значительное время работы в зуботехнической лаборатории. Полимерный композитный материал Dental Sand Pro, применяемый по технологии 3D -печати оказался наименее стабильным в проведенных сравнительных испытаниях. Для Dental Sand Pro с целью повышения стабильности и водостойкости необходимы дополнительные исследования с целью оптимизации режимов печати и последующей дополнительной обработки для окончательной полимеризации.

При анализе поверхности полированных образцов на микротвердомере Duramin-20 с увеличением х400 были выявлены различия в микроструктуре исследованных материалов (Рисунок 14).

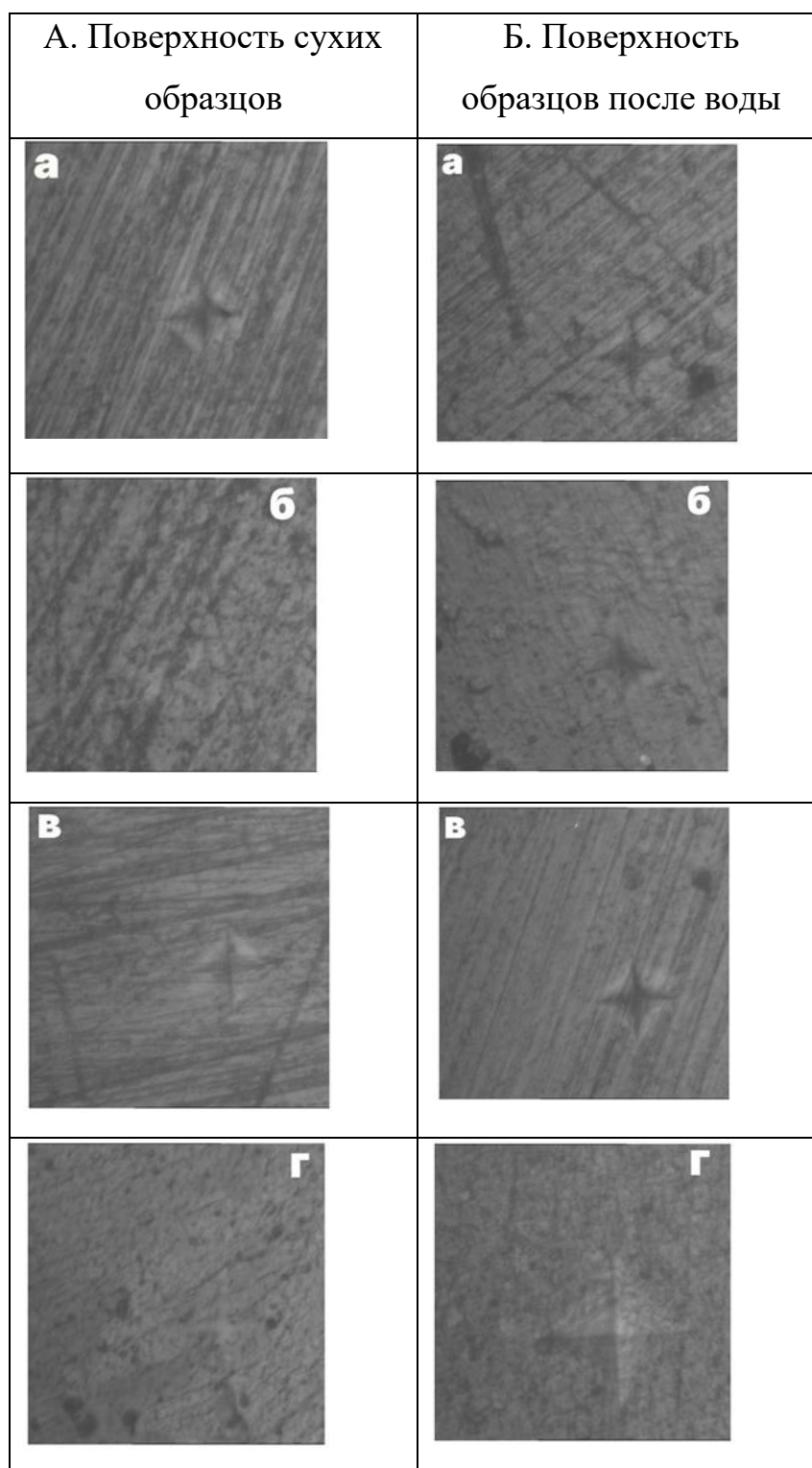


Рисунок 14. Микрофотографии поверхности сухих образцов после полировки (А) и поверхности образцов после экспозиции в воде (Б) (ув. 400×): а – Hugel PMMA (CAD/CAM); б – Dental Sand Pro (3D-печать); в – Синма-М (традиционная технология материал горячего отверждения); г – Темпокор (традиционная технология, материал холодного отверждения).

У композита Dental Sand Pro наблюдалась незначительная пористость, вероятно связанная с особенностями послойного отверждения при 3D-печати. Поверхность фрезерованного Hugel PMMA была практически бездефектной,

что отражает высокую гомогенность промышленно полимеризованных блоков. У образцов Синма-М отмечались единичные микропоры, характерные для акрилатов горячего отверждения, получаемых методом ручного смешивания. На поверхности Темпокор можно видеть включения крупных частиц наполнителя и выраженную микропористость, обусловленную прежде всего полимеризацией при невысоких температурах, холодным отверждением [54].

Выявленные структурные неоднородности могут иметь значение при клиническом применении испытанных материалов: повышенная пористость способна влиять на показатель водостойкости полимерных реставрационных материалов, на шероховатость поверхности и, как следствие, на колонизацию микроорганизмов.

Проведенное сравнительное исследование позволило оценить один из ключевых параметров качества полимерных материалов, применяемых для изготовления временных ортопедических конструкций, а именно твердость поверхности. Данный показатель, связанный с устойчивостью реставрации к истиранию и локальным повреждениям, был изучен у четырех материалов, представляющих основные технологические направления современной ортопедической стоматологии: полиметилметакрилата для субтрактивной технологии фрезерования CAD/CAM, композита для 3D- печати, полимерных материалов традиционной аналоговой технологии, акрилового материала горячего отверждения и полимерного композита холодного отверждения для прямого клинического применения. Были изучены показатели поверхностной твердости 4-х исследуемых материалов в исходном сухом состоянии и после выдержки образцов в водной среде. Такая направленность исследования дает возможность оценить стабильность материалов при воздействии фактора, неизбежно сопровождающего практическое применение реставрационных материалов в клинике.

Анализ полученных данных показал, что четыре материала в сухом состоянии обладают сопоставимыми значениями микротвердости,

находящимися в достаточно узком диапазоне от 19 до 22 Н_V. Поверхностная твердость материала Темпокор в сухом состоянии дала самый невысокий показатель (19,7 Н_V), что связано с полимеризацией при невысоких температурах (холодном отверждении). Это свидетельствует о том, что, за исключением материала холодного отверждения, используемого на практике для прямого метода реставрации, производителям в целом удастся достигнуть приемлемого качества поверхности временных реставраций. Более информативным оказалось поведение материалов после контакта с водой, которое выявило существенные различия в их устойчивости к действию влаги [126].

Наилучшие результаты с точки зрения сохранения твердости поверхности под действием воды продемонстрировал материал Hugel PMMA, изготовленный по субтрактивной технологии CAD/CAM. Высокую стабильность фрезерованного ПММА можно объяснить условиями его промышленного производства: проведение процесса полимеризации по оптимальному режиму, обеспечивая максимально возможную степень конверсии мономеров и формирование плотной сшитой структуры полимера.

Композитный материал для 3D-печати Dental Sand Pro, показавший в сухом состоянии значение микротвердости, сопоставимое с микротвердостью сравниваемых с ним остальных 3-х материалов, после контакта с водой подвергся статистически значимому снижению этого показателя. Снижение твердости более чем на 12 % свидетельствует о выраженном пластифицирующем действии сорбированной воды, о неоднородности структуры материала и возможном присутствии структурных дефектов, возникающих в процессе аддитивной технологии 3D-печати. Клиническое применение данного материала для долгосрочного временного ортопедического лечения должно быть тщательно взвешено с учетом его склонности к снижению твердости во влажной среде, что может привести к ускоренной деструкции и потере эстетики реставрации.

Особое место в ряду исследованных материалов занимает акриловая пластмасса горячего отверждения Синма-М, представляющая традиционную технологию. Известно, что проведение процесса отверждения полимерной композиции при повышенной температуре позволяет повысить степень полимеризации материала, обеспечить более стабильную сшитую структуру.

Изменения твердости поверхности установлены в проведенных сравнительных испытаниях для материала Темпокор, предназначенного для прямого метода применения в клинике. Его микротвердость после водной выдержки снизилась на 17 % – с 19,72 Н_V до 16,37 Н_V. Это падение измеряемого показателя, не наблюдаемое у других исследованных материалов, свидетельствует о недостаточной степени конверсии мономеров при низкотемпературном холодном отверждении и, вероятно, о недостаточной плотности полимерной сетки, наличии пористости, облегчающей диффузию воды.

Результаты сравнительного изучения показателя поверхностной твердости полимерных материалов подтверждают значение данного механического свойства для доклинической оценки надежности реставраций и влияния состава и технологии их применения на функциональную полноценность реставраций. В случаях, когда требуется надежность при более продолжительном функционировании временной реставрации, например, при сложных реконструктивных вмешательствах или на этапе остеоинтеграции дентальных имплантатов, предпочтение следует отдавать материалам, получаемым по субтрактивной технологии из промышленно полимеризованных блоков, таким как Hugel PMMA, т.к. эти материалы обеспечивают определенную устойчивость к воздействию влаги и сохранение механических свойств поверхности. Акриловые пластмассы горячего отверждения и особенно холодного отверждения, представляющие традиционные аналоговые технологии, нуждаются в тщательном соблюдении условий изготовления и порядка применения в соответствии с инструкциями изготовителей.

3.3. Результаты оценки прочности при сжатии

Результаты исследований материалов для временных ортопедических конструкций показали, что недостаточные механические свойства являются распространенными причинами неудач временных реставраций, таких неудач как деформации и переломы временных коронок. Эти проблемы могут вызывать у пациента дискомфорт и боль, а также ведут к экономическим потерям для пациентов. Таким образом, механические свойства временных материалов важны и должны учитываться для обеспечения клинического успеха временной реставрации.

Для оценки прочности временных ортопедических конструкций из полимерных материалов, изготовленных цифровыми технологиями в сравнении с традиционными аналоговыми, были проведены испытания для определения разрушающей силы (нагрузки) при статическом сжатии одиночных коронок и трехточечном изгибе мостовидных ортопедических конструкций. Для испытаний были изготовлены одиночные коронки верхних боковых резцов и первых моляров, а также мостовидные конструкции с промежуточной частью из трех единиц в области премоляра. Испытуемые образцы изготавливали с помощью цифровых технологий: CAD/CAM фрезерованием из блоков полиметилметакрилата HUGE PMMA Monolayer (Huge, Китай); аддитивной технологией 3D-печати полимерного композита с керамическим наполнителем Dental Sand Pro (HARZ Labs, Россия); традиционным методом из акриловой пластмассы горячего отверждения Синма-М (Стома, Украина) и полимерного композита холодного отверждения Темпокор (ВладМиВа, Россия).

Испытания проводили на универсальной испытательной машине Zwick/Roell Z010 со скоростью нагрузки 10 мм/мин. Нагрузку прикладывали вертикально по оси зуба: для резцов – к режущему краю. Для моляров – к медиально-небному бугру, для мостовидных ортопедических конструкций – к промежуточной части (в проекции небного бугра премоляра) с

предварительным созданием свободного пространства под фасеткой для обеспечения изгибающего момента (Рисунок 15).

Обозначение	Вид
Приложение нагрузки к коронке моляра	
Модель и мостовидная конструкция с промежуточной частью из трех единиц в области премоляра	
Приложение нагрузки к промежуточной части (в проекции небного бугра премоляра) мостовидной ортопедической конструкции	

Испытание коронки второго резца: приложении нагрузки на режущий край по оси зуба



Рисунок 15. Приложение нагрузки к реставрациям на испытательной машине Zwick/Roell Z010

В каждой группе испытывали 20 образцов, фиксировали максимальную силу (Н) при разрушении конструкции, (таблица 5).

Таблица 5

Сила при разрушении коронок и мостовидных ортопедических конструкций, изготовленных по цифровым и аналоговым технологиям

Тип конструкции	Сила при разрушении, Н, (M±SD)			
	Цифровые технологии		Аналоговые технологии	
	HUGE PMMA Monolayer (CAD/CAM)	Dental Sand Pro (3D-печать)	Синма-М	Темпокор
Одиночные коронки резцов	293 ± 110	161 ± 70	91 ± 11	78 ± 31
Одиночные коронки моляров	2250 ± 498	1699 ± 287	2064 ± 147	929 ± 111
Мостовидные конструкции	1600 ± 400	500 ± 100	479 ± 158	494 ± 14

Сопоставление полученных значений разрушающей нагрузки с известными функциональными нагрузками жевательного аппарата позволяет оценить механическую надежность реставрационных конструкций из испытываемых материалов. Среднестатистические жевательные усилия в боковом отделе зубного ряда варьируют в пределах 400–600 Н, тогда как во

фронтальном отделе они значительно ниже и редко превышают 150 Н. Исходя из этого, одиночные коронки моляров из фрезерованного ПММА и материала для 3D-печати демонстрируют многократный запас прочности, 2250 Н и 1699 Н, что гарантирует их функциональную надежность даже при паракфункциональной активности. Однако принципиальные различия выявляются при анализе результатов испытаний мостовидных конструкций. Если фрезерованный ПММА обеспечивает трех- четырехкратный запас прочности по отношению к вероятным жевательным нагрузкам, то прочность конструкции из материала для 3D-печати (500 ± 100 Н) находится в зоне критических значений, что создает высокий риск разрушения этих реставраций при функциональной перегрузке, например, при бруксизме или случайном попадании плотного пищевого комка [4].

При сопоставлении силы разрушения для испытываемых конструкций из сравниваемых материалов наименьшая разница зафиксирована для одиночных коронок моляров: 2250 ± 500 Н для ПММА, а для Dental Sand Pro это значение меньше на 24 % и составляет 1700 ± 290 Н. Для коронок резцов средняя разрушающая нагрузка фрезерованных образцов равнялась 300 ± 110 Н, что почти вдвое превышала показатель разрушающей силы материала для 3D-печати (160 ± 70 Н). Наиболее существенное расхождение выявлено при испытании мостовидных конструкций: конструкции из HUGE PMMA выдерживали нагрузку 1600 ± 400 Н, тогда как образцы из Dental Sand Pro разрушались уже при 500 ± 100 Н, т.е. прочность фрезерованных мостовидных ортопедических конструкций, выраженная значением разрушающей силы, оказалась более чем в три раза выше.

Испытания материалов, применяемых по традиционной технологии, выявили более низкие значения разрушающей силы для материала холодного отверждения Темпокор. Образцы из акриловой пластмассы горячего отверждения Синма-М показали разрушающую нагрузку для одиночных коронок моляров на уровне 2064 ± 147 Н, что приблизительно на 20 % выше показателя для Dental Sand Pro, однако для мостовидных конструкций среднее

значение разрушающей силы оказалось ниже по сравнению с показателем для HUGE PMMA, и незначительно уступало показателю силы для Dental Sand Pro.

Композитный материал холодного отверждения Темпокор, предназначенный для прямого метода изготовления реставрации, продемонстрировал наиболее низкие значения разрушающей силы. Разрушающая нагрузка для коронок моляров составила 929 ± 111 Н, для мостовидных конструкций – 494 ± 14 Н, а для резцов – 78 ± 31 Н. Полученные данные указывают на то, что по механической надежности Темпокор уступает не только фрезерованному ПММА, но также материалу для 3D-печати и материалу традиционной технологии горячего отверждения Синма-М. Невысокие значения показателя разрушающей нагрузки для этого акрилового материала холодного отверждения ограничивает применение Темпокор преимущественно краткосрочными временными реставрациями.

Характер разрушения сравниваемых материалов также имел четкие различия, обусловленные составом и технологией изготовления из них реставраций. На рисунке 16 представлены фотографии коронок моляров до и после испытаний. У более прочных фрезерованных коронок наблюдалось множественное растрескивание без полной потери фрагментов; трещины носили локальный характер. Напротив, образцы из Dental Sand Pro раскалывались с образованием нескольких крупных осколков, что свидетельствует о хрупкости материала и наличии внутренних напряжений или дефектов многослойной структуры. При испытании коронок резцов (рисунок 17): фрезерованная коронка (слева), как, и напечатанная (справа) разрушились идентично с небной поверхности при нагрузке, отличающейся в 2 раза.

Вид коронок моляра на модели начальный	Вид деформации и разрушения коронок моляра
--	--

HUGE Monolayer (CAD/CAM)	PMMA	Dental Sand Pro (3D- печать)	HUGE Monolayer (CAD/CAM)	PMMA	Dental Sand Pro (3D- печать)
					

Рисунок 16. Вид коронки моляра на модели начальный и разрушенный после приложения нагрузки.

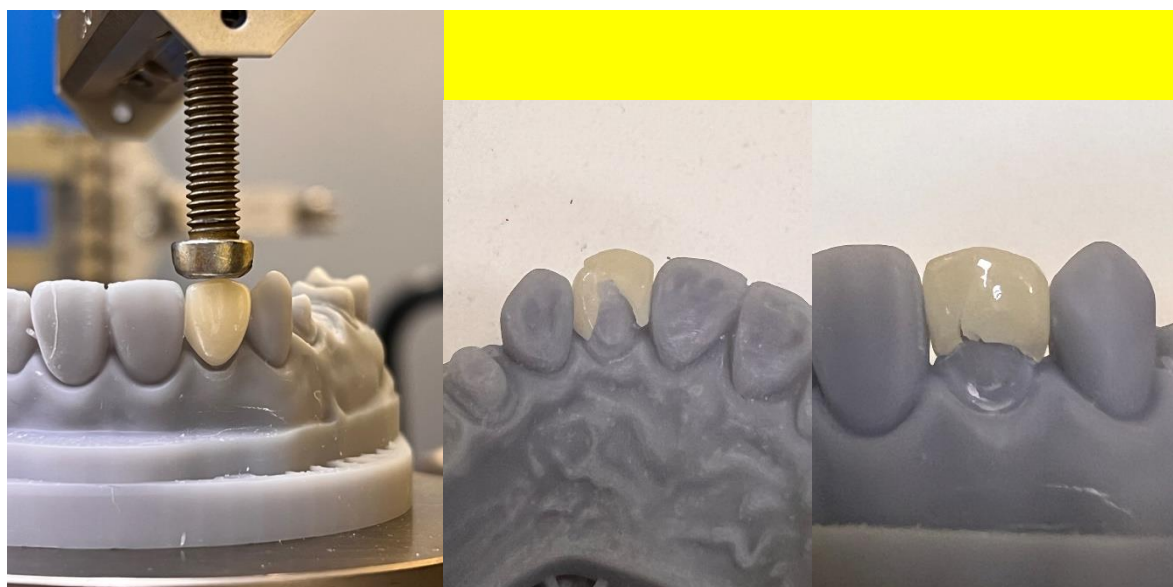


Рисунок 17. Вид разрушений коронки центрального резца после приложения нагрузки.

При анализе полученных данных обращает на себя внимание соотношение показателей разрушающей силы коронок для моляров и резцов. Для фрезерованного ПММА оно составило 7,5 (2250 Н / 300 Н), для материала 3D-печати – 10,6 (1700 Н / 160 Н). Более высокое соотношение у Dental Sand Pro указывает на то, что аддитивная технология критичнее реагирует на уменьшение объема и появление тонких элементов (режущий край резца). Тонкий режущий край резца, сформированный всего несколькими слоями материала при 3D-печати, обладает минимальной структурной целостностью

по сравнению с более массивным объемом моляра, где отсутствует слоистая структура. Фрезерованный ПММА, благодаря своей гомогенности, демонстрирует более пропорциональное изменение прочности и меньшую зависимость от геометрии реставрации. Для гомогенного ПММА геометрия оказывает менее критическое влияние, так как его свойства изотропны и не зависят от направления формования изделия при фрезеровании [11].

Особого внимания заслуживает трехкратное снижение прочности мостовидных конструкций из Dental Sand Pro (сила разрушения 500 Н) по сравнению с одиночными коронками моляров из того же материала (- 1700 Н). Данный факт подтверждает принципиальное ограничение аддитивного метода: в условиях действия изгибающих напряжений, характерных для мостовидных ортопедических конструкций, что во многом определяется многослойной структурой, сформированной технологией 3D-печати. Ослабляющим фактором выступает недостаточная прочность сцепления между слоями, что обуславливает снижение устойчивости конструкции к разрушению. Для фрезерованных конструкций аналогичное снижение силы разрушения в мостовидных ортопедических конструкциях выражено в меньшей степени (соответственно 1600 Н относительно 2250 Н для коронок моляров, т.е. снижение показателя примерно на 30 %), что объясняется отсутствием структурной анизотропии.

Выявленное трехкратное снижение значения разрушающей силы для мостовидных конструкций из Dental Sand Pro коррелирует с данными, полученными при исследовании микротвердости (раздел 3.2.3) (Рисунок 18).

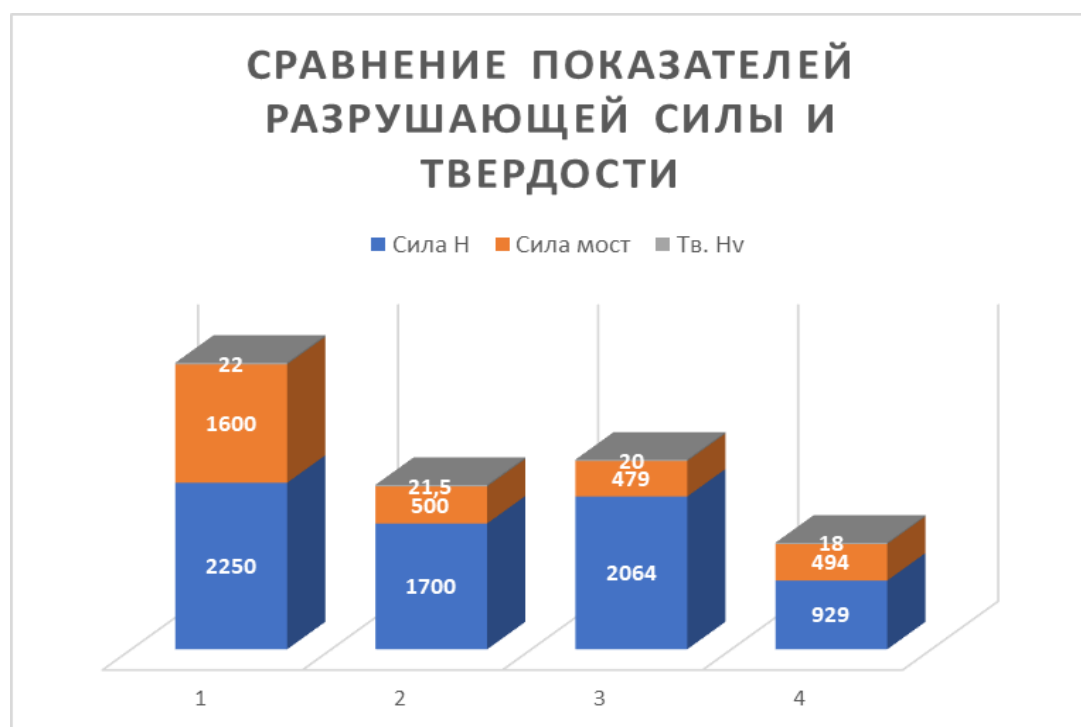


Рисунок 18. Сравнение показателей силы разрушения реставраций с поверхностной твердостью: 1 – значения силы разрушения (Н) для коронок моляра, мостовидной конструкции и поверхностной твердости (Н_v) из материала ПММА; 2 – значения силы разрушения для коронок моляра, мостовидной ортопедической конструкции и поверхностной твердости из материала 3Д -печати; 3 – значения силы разрушения для коронок моляра, мостовидной ортопедической конструкции и поверхностной твердости из материала Синма-М; 4 – значения силы разрушения для коронок моляра, мостовидной ортопедической конструкции и поверхностной твердости из материала Темпокор.

На основании полученных результатов испытаний прочности реставрационных конструкций по показателю силы разрушения следует подчеркнуть, что полученные значения разрушающих нагрузок для мостовидных конструкций из материала 3D-печати (500 ± 100 Н) находятся в диапазоне функциональных нагрузок, который может возникнуть при жевании вязкой или твердой пищи, особенно у пациентов с пара-функциями. Это позволяет квалифицировать применение светоотверждаемых полимерных композитов с керамическим наполнителем для 3D-печати в протяженных конструкций боковых отделов как клинически рискованное. Для материалов традиционных технологий, как Синма-М, невысокие значения разрушающей силы при испытании мостовидных конструкций (479 ± 158 Н) позволяют

предположить их ненадежность для долгосрочного применения в условиях функциональных нагрузок.

Материал Темпокор – полимер холодного отверждения, предназначенный для прямого клинического применения, характеризуется сниженной механической прочностью для жевательной группы зубов, что обуславливает его использование преимущественно для краткосрочных временных реставраций, изготавливаемых прямым методом. Фрезерованный ПММА, демонстрируя как высокие абсолютные показатели, так и благоприятный характер разрушения (локальные сколы вместо фрагментации), обеспечивает не только механическую надежность, но и безопасность для пациента при возникновении аварийной ситуации, исключая риск проглатывания или аспирации крупных осколков ортопедической конструкции.

Таким образом, результаты испытаний реставрационных конструкций при сжатии для определения силы разрушения убедительно демонстрируют превосходство фрезерованного ПММА HUGE PMMA Monolayer. Конструкции из этого материала по технологии CAD/CAM обладают надежностью, в том числе функциональной надежностью мостовидных конструкций в боковых отделах зубного ряда. Композит Dental Sand Pro, предназначенный для 3D-печати, может быть рекомендован для одиночных коронок при умеренных нагрузках, его применение для мостовидных ортопедических конструкций должно быть ограничено ввиду недостаточной устойчивости к изгибающим силам. Традиционные материалы, Синма-М и особенно Темпокор, могут рекомендованы к использованию для одиночных реставраций во фронтальном отделе при тщательном контроле окклюзии. Следует отметить, что коронки из Синма-М для жевательных групп зубов по полученным результатам испытаний имеют достаточно надежные показатели, близкие по значению к показателям материалов цифровых технологий, CAD/CAM и 3D-печати. Результаты прочностных испытаний реставрационных конструкций могут представлять основу для

дифференцированного выбора материала в зависимости от конкретной клинической ситуации.

Проведенные в рамках третьей главы экспериментальные исследования позволили получить комплексную и объективную характеристику полимерных материалов, представляющих 4 технологические направления в ортопедической стоматологии. Оценка физико-механических свойств, включавшая определение водопоглощения и растворимости, поверхностной твердости в сочетании с микроскопическим анализом структуры поверхности и испытаниями на прочность при сжатии, дала возможность сравнить функциональную надежность материалов, выявить механизмы, определяющие их поведение в реставрационных конструкциях в условиях, приближенных к клиническим.

Анализ водопоглощения и растворимости позволил установить, что наиболее стабильной полимерной структурой обладает фрезерованный ПММА, для которого характерно минимальное содержание остаточных мономеров и достаточно плотная «сшитая» структура полимера. Противоположную картину продемонстрировал материал для 3D-печати: его высокая сорбционная активность, находящаяся на пределе нормативных значений, свидетельствует о наличии структурных особенностей, связанных с послойным отверждением. В группе традиционных материалов выявлена определяющая роль способа смешивания компонентов. Композитный материал двойного отверждения с автоматическим смешиванием в картриджной системе (Темпокор) обеспечил формирование гомогенной и устойчивой структуры: его показатели водопоглощения ($38,80 \pm 4,22$ мкг/мм³) и растворимости ($4,92 \pm 1,51$ мкг/мм³) соответствуют требованиям стандарта. Напротив, ручное замешивание акриловой пластмассы Синма-М привело к образованию гетерогенной матрицы с высоким содержанием вымываемых низкомолекулярных фракций, что выразилось в высоких показателях растворимости ($11,21 \pm 3,17$ мкг/мм³) при минимальном водопоглощении. Полученные данные позволяют утверждать, что именно степень совершенства

полимерной сетки, а не принадлежность к той или иной технологической группе, является фундаментальным фактором, определяющим долговременную стабильность полимера в водной среде.

Исследование микротвердости в динамике «сухое состояние – после водного воздействия» позволило верифицировать выявленные различия и проследить их влияние на поверхностные свойства материалов. Установлено, что исходные значения твердости, будучи сопоставимыми у большинства образцов, не могут служить прогностическим критерием клинической успешности. Ключевое значение приобретает способность материала сохранять свои свойства при контакте с водой. Наиболее убедительную стабильность продемонстрировал фрезерованный ПММА, микротвердость которого после выдержки в воде практически не изменилась, а разброс значений снизился, что указывает на гомогенизацию структуры и отсутствие очаговой деструкции. Для материала 3D-печати зафиксировано статистически значимое снижение твердости (на 12 %), коррелирующее с его высоким водопоглощением; это подтверждает гипотезу о пластифицирующем действии воды, проникающей в свободный объем полимерной матрицы. Особый интерес представляет поведение акриловой пластмассы с ручным замешиванием (Синма-М): сохранение микротвердости на исходном уровне (20,39 HV) при экстремально высокой растворимости выявило феномен «скрытой» деградации, когда вымывание компонентов затрагивает лишь приповерхностные слои, не оказывая немедленного влияния на результаты измерений, но создавая предпосылки для будущего разрушения поверхности. Падение твердости материала прямого клинического применения Темпкор (с 19,47 HV до 16,37 HV) свидетельствует о гидролитической деструкции его полимерного каркаса.

Результаты испытаний на прочность при сжатии, выполненные на конструкциях различной геометрии, позволили количественно оценить механическую надежность материалов. Убедительно доказано, что фрезерованный ПММА обеспечивает существенно более высокий запас

прочности во всех клинически значимых ситуациях. Наибольшее расхождение зафиксировано при испытании мостовидных ортопедических конструкций, где аддитивный материал продемонстрировал трехкратное снижение несущей способности по сравнению с одиночными коронками. Данная закономерность имеет принципиальное объяснение: послойный характер формирования создает анизотропию структуры, и в условиях изгибающих нагрузок, неизбежно возникающих при функционировании мостовидных конструкций, слабым звеном становятся границы между слоями. Прочность сцепления на этих границах оказывается ниже прочности самого материала, что приводит к катастрофическому разрушению при нагрузках, значительно уступающих тем, которые выдерживают гомогенные фрезерованные аналоги. Характер разрушения образцов полностью подтверждает этот вывод: фрезерованные конструкции демонстрировали локальные повреждения, тогда как напечатанные распадались на фрагменты. Материалы традиционных технологий показали существенно более низкую механическую надежность. Синма-М, при сопоставимой с Dental Sand Pro прочности одиночных коронок моляров (2064 ± 147 Н), продемонстрировал значительную неоднородность прочностных показателей для мостовидных конструкций (479 ± 158) и невысокую прочность коронок резцов (91,3 Н). Темпекор уступил всем исследованным материалам: разрушающая нагрузка для коронок моляров составила всего 929 ± 111 Н, для мостовидных конструкций – 494 ± 14 Н, что практически не превышает физиологический максимум жевательных усилий и делает его применение в боковых отделах клинически рискованным.

Сопоставление результатов, полученных разными методами, позволило выявить четкие корреляции между физико-химическими и механическими свойствами. Материалы с высоким водопоглощением закономерно показывали снижение микротвердости, что указывает на ослабление межмолекулярных взаимодействий под действием пластифицирующего эффекта воды. Материалы с высокой растворимостью, сохраняя формально приемлемые показатели твердости, демонстрировали

микроструктурные изменения, свидетельствующие о вымывании компонентов. Наиболее сбалансированным комплексом свойств обладает фрезерованный ПММА, сочетающий максимальную прочность, стабильность поверхностных характеристик и устойчивость к воздействию водной среды. Материалы для 3D-печати, при всей их технологической привлекательности, требуют дальнейшего совершенствования составов и режимов постобработки для преодоления присущих им структурных ограничений. В группе традиционных материалов автоматизированные системы смешивания (Темпокор) обеспечивают качество, сопоставимое с цифровыми технологиями, по физико-химическим показателям, однако их механическая прочность остается недостаточной для долгосрочного применения. Ручное замешивание (Синма-М) является источником неконтролируемой вариабельности и рисков, особенно в отношении чистоты полимерной матрицы и долговечности.

ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ СОБСТВЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенное комплексное исследование позволило оценить физико-механические и физико-химические свойства четырех полимерных материалов, представляющих три различных технологических направления в ортопедической стоматологии: субтрактивное производство (CAD/CAM-фрезерование Hugel PMMA), аддитивное производство (3D-печать Dental Sand Pro) и традиционные аналоговые методы (Синма-М и Темпкор). Полученные данные демонстрируют четкую взаимосвязь между технологией изготовления, структурой материала и его эксплуатационными характеристиками.

Комплексный подход к анализу, объединяющий оценку прочностных характеристик при различных видах нагрузки, изучение физико-химических процессов сорбции и деструкции, а также исследование изменений поверхностных свойств, позволил не просто констатировать различия между материалами, но и выявить причины, определяющие их клиническое поведение. Принципиально важным является тот факт, что ни один из исследованных материалов не продемонстрировал абсолютного превосходства по всем параметрам. Выявленные закономерности указывают на наличие компромисса между технологичностью, механической прочностью и долгосрочной стабильностью во влажной среде полости рта. Это обстоятельство подтверждает необходимость дифференцированного подхода к выбору материала в зависимости от конкретных клинических условий и требуемого срока службы временной конструкции. Далее представляется целесообразным детально рассмотреть, каким образом особенности структуры материалов, сформированной в процессе их производства, определяют совокупность полученных экспериментальных данных.

Результаты испытаний на сжатие выявили существенные различия между материалами. Наибольшую несущую способность продемонстрировал

фрезерованный полиметилметакрилат Hugel PMMA: мостовидные конструкции разрушались при нагрузке 1600 ± 400 Н, а одиночные коронки моляров – при 2250 ± 500 Н. Данные показатели значительно превышают среднестатистические жевательные нагрузки в боковом отделе (400-600 Н), что обеспечивает высокий запас прочности и позволяет рекомендовать данный материал для протяженных конструкций в зонах высоких нагрузок.

Традиционные материалы показали существенно более низкую и нестабильную механическую надежность. Акриловая пластмасса Синма-М, при сопоставимой с Dental Sand Pro прочности одиночных коронок моляров (2064 ± 147 Н), продемонстрировала крайне высокую вариабельность результатов для мостовидных конструкций (787 ± 650 Н) и минимальную прочность резцов (91,3 Н). Это свидетельствует о неомогенности структуры и непредсказуемости поведения материала в клинических условиях. Композит Темпоскор показал наименьшие абсолютные значения разрушающей нагрузки среди всех исследованных материалов: 929 ± 111 Н для коронок моляров, 494 ± 14 Н для мостовидных конструкций и $77,7 \pm 31,2$ Н для резцов, что указывает на его ограниченную пригодность для восстановления жевательной группы зубов и протяженных конструкций.

Столь высокие абсолютные значения разрушающей нагрузки для фрезерованного ПММА следует объяснять не только свойствами самого полимера, но и отсутствием в нем внутренних дефектов, характерных для других технологий. Промышленные блоки изготавливаются в контролируемых условиях высокого давления и температуры, что гарантирует максимально возможную для данного материала степень полимеризации и исключает образование микропор и зон с неравномерной плотностью. По сути, фрезерованный образец представляет собой гомогенный монокитный материал, из которого вырезается конструкция заданной формы, что позволяет в полной мере реализовать потенциальную прочность полиметилметакрилата. В этом контексте полученные данные для Hugel PMMA могут рассматриваться как референтные значения, с которыми корректно сравнивать результаты для

материалов, получаемых альтернативными методами, поскольку именно гомогенность заводского блока задает ту планку качества, к которой следует стремиться.

При анализе характера разрушения образцов были выявлены особенности, характерные для каждой технологии. Образцы из фрезерованного ПММА (Huge PMMA) демонстрировали преимущественно локальные сколы в области приложения нагрузки, что указывает на их способность к частичному перераспределению напряжений и более высокую вязкость разрушения. Напротив, разрушение образцов из материала для 3D-печати (Dental Sand Pro) носило катастрофический характер с фрагментацией конструкции на несколько крупных частей, особенно выраженную при испытании мостовидных ортопедических конструкций. Данный факт подтверждает наличие в структуре напечатанных образцов внутренних напряжений или дефектов межслойной адгезии, которые выступают в роли концентраторов напряжений и инициаторов быстрого распространения трещин.

Особый интерес представляет сопоставление прочности одиночных коронок резцов и моляров. Для всех исследуемых материалов разрушающая нагрузка для моляров была значительно выше, чем для резцов, что закономерно объясняется большим объемом материала и более сложной геометрией окклюзионной поверхности, способствующей распределению нагрузки. Однако, соотношение прочностей «моляр/резец» различалось: для фрезерованного ПММА оно составило 7,5 (2250 Н / 300 Н), а для материала 3D-печати – 10,6 (1700 Н / 160 Н). Столь существенное различие (10,6 против 7,5) свидетельствует о том, что технология 3D-печати критичнее реагирует на изменение геометрии и объема конструкции. Это может быть связано с особенностями послойного наращивания тонких и выступающих элементов (режущий край резца), где возникают наибольшие дефекты структуры, что и приводит к резкому падению прочности. Фрезерованный же ПММА, будучи

гомогенным, демонстрирует более предсказуемый и пропорциональный рост прочности с увеличением массы конструкции.

Для традиционных материалов характерна еще более выраженная чувствительность к геометрии. Соотношение прочностей «моляр/резец» для Синма-М составило 22,6 (2064 Н / 91,3 Н), что более чем в три раза превышает показатель Dental Sand Pro и указывает на катастрофическое падение прочности при уменьшении объема и появлении тонких элементов. Это обусловлено гетерогенностью структуры, формируемой при ручном смешивании, и наличием микродефектов, критически влияющих на прочность малых конструкций. Для Темпокора соотношение составило 12,0 (929 Н / 77,7 Н), что также существенно выше, чем у фрезерованного ПММА, подтверждая его ограниченную пригодность для фронтальной группы зубов.

Материал для 3D-печати Dental Sand Pro, несмотря на сопоставимые с ПММА показатели для одиночных коронок моляров (1700 ± 290 Н), продемонстрировал почти трехкратное снижение прочности мостовидных конструкций (500 ± 100 Н), что указывает на принципиальное ограничение аддитивной технологии: послойное формирование создает анизотропию структуры, и в условиях изгибающих нагрузок (характерных для мостовидных ортопедических конструкций) слабым звеном становятся межслойные границы. Полученные данные согласуются с исследованиями Sang-Mo Park и соавторов (2020), отмечавших зависимость прочности на изгиб 3D-печатных образцов от ориентации слоев.

Традиционные материалы также продемонстрировали низкую устойчивость к изгибающим нагрузкам. Прочность мостовидных конструкций из Синма-М (787 ± 650 Н) характеризуется не только низким средним значением, но и экстремальным разбросом данных, что делает клинический прогноз крайне ненадежным. Темпокор показал наименьшую прочность мостовидных конструкций (494 ± 14 Н), сопоставимую с материалом для 3D-печати, но при еще более низких показателях прочности одиночных коронок.

Анализ микротвердости дополнил картину механического поведения материалов. В сухом состоянии все образцы показали близкие значения (19-22 HV), что свидетельствует о принципиальной возможности достижения приемлемых поверхностных свойств независимо от технологии. Однако после выдержки в воде выявились критические различия.

Наиболее стабильным оказался фрезерованный Hugel PMMA: незначительное снижение твердости (с 22,44 до 20,92 HV) не являлось статистически значимым, а уменьшение стандартного отклонения указывало на гомогенизацию свойств. Это объясняется высокой степенью конверсии мономеров, достигнутой в условиях промышленного производства блоков, и формированием плотной сшитой структуры, устойчивой к пластифицирующему действию воды.

Материал для трехмерной печати Dental Sand Pro, напротив, показал выраженное и статистически достоверное снижение показателя поверхностной твердости более чем на 12 % по сравнению с исходным, что свидетельствует о заметном пластифицирующем действии сорбированной воды. Сохраняющийся высокий разброс значений (коэффициент вариации 15,6 %) указывает на структурную неоднородность материала, вероятно связанную с особенностями послойного отверждения при 3D-печати.

Материал Синма-М, сохранив микротвердость на исходном уровне (20,39 HV), продемонстрировал сочетание свойств: низкое водопоглощение (24,05 мкг/мм³) при высокой растворимости (11,21 мкг/мм³). Вероятно, это связано с вымыванием остаточных мономеров из поверхностного слоя, что не влияет на измерения твердости при стандартной нагрузке, но в долгосрочной перспективе неизбежно приведет к деградации поверхности и ухудшению эстетических характеристик.

Изменения зафиксированы так же для материала Темпокор: падение микротвердости с 19,72 HV до 16,37 HV, что свидетельствует о низкой устойчивости его полимерной матрицы к пластифицирующему действию воды. Столь значительное разупрочнение, вероятно, связано с недостаточной

степенью конверсии мономеров при химическом отверждении, а также с наличием микропористости, облегчающей диффузию воды.

Обнаруженная корреляция между высоким водопоглощением материала Dental Sand Pro и статистически значимым снижением его микротвердости после водного воздействия имеет прямое прогностическое значение. Снижение микротвердости является косвенным признаком пластификации полимерной матрицы, то есть проникновения молекул воды между полимерными цепями, что увеличивает их подвижность и снижает энергию, необходимую для локальной деформации. В клинических условиях этот процесс может проявляться не только в повышенной истираемости реставрации в области контактов с зубами-антагонистами, но и в изменении окклюзионных взаимоотношений за счет микропросадки материала под нагрузкой. Кроме того, повышенная пластичность может способствовать накоплению усталостных изменений, что в итоге приведет к преждевременному выходу конструкции из строя даже при нагрузках, не достигающих критических значений однократного разрушения. Важно отметить, что высокий разброс значений микротвердости после водного воздействия в группе Dental Sand Pro свидетельствует о недостаточной воспроизводимости свойств аддитивного метода. Вероятно, это связано с вариабельностью условий полимеризации в т.н. «мертвых зонах» конструкции или с неравномерностью распределения керамического наполнителя, что требует дальнейшего совершенствования как самих фотополимерных композиций, так и протоколов их постобработки.

Особый интерес представляет поведение материала Синма-М. Сохранив микротвердость на исходном уровне (20,39 HV), он продемонстрировал парадоксальное сочетание свойств: низкое водопоглощение (24,05 мкг/мм³) при высокой растворимости (11,21 мкг/мм³). Вероятно, это связано с вымыванием остаточных мономеров из поверхностного слоя, что не влияет на измерения твердости при стандартной нагрузке, но в долгосрочной

перспективе неизбежно приведет к деградации поверхности и ухудшению эстетических характеристик.

Исследование водопоглощения и растворимости выявило закономерности, критически важные для прогнозирования долговечности временных конструкций.

Фрезерованный ПММА Huge PMMA показал наилучший баланс свойств: низкое водопоглощение ($26,76 \pm 1,70$ мкг/мм³) и минимальную растворимость ($0,78 \pm 0,16$ мкг/мм³), с большим запасом удовлетворяющие требованиям ГОСТ Р 71412-2024 (≤ 40 и $\leq 7,5$ мкг/мм³ соответственно). Такая стабильность достигается заводским условиям полимеризации, обеспечивающим максимальную плотность полимерной сетки и минимальное содержание остаточного мономера.

Материал для 3D-печати Dental Sand Pro продемонстрировал наиболее высокое водопоглощение ($40,04 \pm 1,59$ мкг/мм³), находящееся на пределе допустимых значений. Это указывает на наличие в структуре свободного объема, доступного для диффузии молекул воды. Сочетание высокого водопоглощения с умеренной растворимостью ($4,32 \pm 1,44$ мкг/мм³) и снижением микротвердости позволяет сделать вывод о том, что водная среда оказывает на данный материал преимущественно пластифицирующее действие, что может приводить к изменению геометрических размеров и снижению механических свойств в процессе эксплуатации.

Материал Синма-М, представляющий традиционную технологию, продемонстрировал минимальное водопоглощение ($24,05 \pm 2,65$ мкг/мм³), что парадоксально для системы "порошок-жидкость" с ручным смешиванием. Однако критическое превышение растворимости ($11,21 \pm 3,17$ мкг/мм³) над нормативом ($7,5$ мкг/мм³) нивелирует это преимущество. Высокая растворимость свидетельствует о значительном содержании остаточных мономеров, которые вымываются в ротовую жидкость. Это не только ухудшает стабильность размеров и может приводить к пористости, но и

создает потенциальные риски местно-раздражающего действия на слизистую оболочку и пульпу зуба.

Композитный материал Темпокор, также относящийся к традиционным методам, но использующий двухкомпонентную систему в картриджах, показал вполне удовлетворительные результаты: водопоглощение $38,80 \pm 4,22$ мкг/мм³ и растворимость $4,92 \pm 1,51$ мкг/мм³. Это демонстрирует преимущество автоматического смешивания компонентов, обеспечивающего точное соотношение и более полную полимеризацию по сравнению с ручным замешиванием, характерным для Синма-М.

Сравнительный анализ двух материалов, применяемых по традиционной технологии, – Синма-М и Темпокор – позволяет сделать важное методологическое заключение. Критическим фактором, определяющим конечные свойства материала, является способ смешивания и условия отверждения. Автоматическое смешивание компонентов в картридже (Темпокор) обеспечивает точное стехиометрическое соотношение и гомогенизацию состава, что является основой для формирования более упорядоченной и стабильной полимерной сетки. Ручное же смешивание порошка и жидкости (Синма-М) неизбежно вносит вариабельность, связанную с человеческим фактором: невозможность идеально точно соблюсти соотношение компонентов в каждой порции, неравномерное распределение инициатора, захват пузырьков воздуха. Именно эта вариабельность, а не принадлежность к традиционным технологиям, является причиной высокой растворимости и нестабильности свойств Синма-М. Таким образом, если технологический процесс в лаборатории или клинике предусматривает использование традиционных методов, предпочтение следует отдавать системам, минимизирующим влияние человеческого фактора, то есть композитным материалам с заводским смешиванием, что позволяет в определенной степени приблизить стабильность свойств аналоговых материалов к показателям цифровых технологий.

Вместе с тем, исследование убедительно показало, что для Темпокора, несмотря на преимущества автоматического смешивания, критическим ограничением является принципиально иная природа полимерной матрицы. Падение микротвердости во влажной среде на 17% и низкие абсолютные значения прочности свидетельствуют о том, что сам тип полимера (бисакриловый композит) в данном составе не обеспечивает необходимой стабильности при длительном контакте с водой. Это подчеркивает, что выбор материала должен основываться не только на способе смешивания, но и на фундаментальных свойствах полимерной основы.

Полученные результаты согласуются с данными ряда недавних исследований, одновременно уточняя и дополняя их. Так, в работах К. Nata с соавт. (2021) при разработке экспериментального ПММА для стереолитографии было показано, что водопоглощение материала может достигать 19,7 мкг/мм³ при степени конверсии 71,5 %, что сопоставимо с нашими данными для Dental Sand Pro (40,04 мкг/мм³), однако разница в абсолютных значениях указывает на влияние состава и режимов постобработки. Более высокое водопоглощение исследованного нами коммерческого фотополимера, вероятно, связано с наличием керамического наполнителя, который увеличивает свободный объем на границе раздела фаз. Наблюдаемое трехкратное снижение прочности мостовидных конструкций из Dental Sand Pro полностью подтверждает выводы S.M. Park и соавт. (2020) о том, что ориентация слоев при 3D-печати критически влияет на сопротивление изгибу, а также согласуется с систематическим обзором S. Jain и соавт. (2022), где подчеркивается, что аддитивные материалы уступают фрезерованным по прочностным характеристикам при моделировании многоединичных конструкций. В отношении традиционных акрилатов наши данные о высокой растворимости Синма-М (11,21 мкг/мм³) коррелируют с выводами E. Ataei и соавт. (2024), показавших, что ручное смешивание системы «порошок-жидкость» приводит к образованию значительной фракции остаточного мономера. Полученные нами данные о стабильности свойств фрезерованного

ПММА Hüge PMMA полностью соответствуют результатам мета-анализа M.M. Azab и соавт. (2025), который констатирует наилучшие показатели водопоглощения и растворимости у CAD/CAM-материалов. Таким образом, настоящее исследование не только подтверждает известные закономерности, но и вносит вклад в понимание механизмов деградации, связывая физико-химические и механические характеристики с технологией изготовления на единой методологической основе.

Сопоставление полученных данных с источниками позволяет сформулировать научно обоснованные критерии выбора материалов для временных ортопедических конструкций.

Исследования последних лет (Kentaro Hata и соавт., 2021; Yukyung Choi и соавт., 2026) подчеркивают важность полноты полимеризации для обеспечения биосовместимости и механической стабильности материалов для 3D-печати. Наши данные подтверждают, что даже при соблюдении протоколов пост-полимеризации материалы аддитивного формирования (Dental Sand Pro) уступают промышленно полимеризованным блокам (Hüge PMMA) по стабильности свойств в водной среде. Однако высокая скорость изготовления и возможность создания сложной геометрии делают их незаменимыми в определенных клинических ситуациях.

Фрезерованный ПММА, демонстрирующий наилучшие показатели прочности, стабильности микротвердости и минимальной растворимости, должен рассматриваться как материал выбора для:

- длительного (>3 месяцев) ортопедического лечения с применением временных конструкций;
- протяженных мостовидных конструкций;
- клинических ситуаций с высокими жевательными нагрузками (боковые отделы, бруксизм);
- пациентов с повышенными требованиями к биосовместимости.

Материалы для 3D-печати (керамонаполненные композиты) показали достаточную прочность для одиночных коронок (1700 Н) и могут успешно применяться для:

- краткосрочного (до 4-6 недель) ортопедического лечения;
- изготовления одиночных коронок во фронтальном и боковом отделах при условии нормальной окклюзии;
- ситуаций, требующих быстрого прототипирования и высокой эстетики при умеренных нагрузках. Однако их склонность к снижению микротвердости во влажной среде и пониженная прочность мостовидных конструкций ограничивают их применение в более сложных клинических случаях.

Традиционные материалы для аналоговых технологий неоднородны по своим свойствам. Композитные материалы двойного отверждения с автоматическим смешиванием (Темпокор) обеспечивают стабильное качество и приемлемые физико-химические показатели, однако их крайне низкая механическая прочность и катастрофическое падение микротвердости во влажной среде ставят под сомнение возможность их применения для долгосрочных реставраций, особенно в боковых отделах и при ортопедическом лечении с применением мостовидных конструкций. Их использование должно быть ограничено краткосрочными одиночными конструкциями при минимальных окклюзионных нагрузках. В то же время, материалы на основе системы "порошок-жидкость" с ручным смешиванием (Синма-М), несмотря на широкую распространенность и низкую стоимость, демонстрируют критическое превышение растворимости и крайне нестабильные прочностные характеристики, что делает их непригодными для долгосрочного временного ортопедического лечения, особенно у пациентов с возможными аллергическими реакциями на компоненты акриловых пластмасс.

Резюмируя обсуждение полученных результатов, следует подчеркнуть выявленную в ходе исследования фундаментальную зависимость:

клиническая успешность временных ортопедических конструкций определяется не столько отдельными, пусть и высокими, показателями прочности, сколько комплексом свойств, характеризующих стабильность материала в условиях, имитирующих влажную среду полости рта. Фрезерованный ПММА демонстрирует наилучший баланс этих свойств благодаря своей гомогенности и максимальной полноте полимеризации, достижимой только в заводских условиях. Материалы для 3D-печати, обладая неоспоримыми технологическими преимуществами, пока уступают в долгосрочной стабильности из-за присущей им структурной анизотропии и чувствительности к режимам постобработки. Традиционные материалы неоднородны, и их применение оправдано лишь в тех случаях, когда современные автоматизированные системы смешивания нивелируют недостатки ручного замешивания. Полученные данные отчетливо демонстрируют, что развитие цифровых технологий в стоматологии должно идти по пути не только совершенствования аппаратов, но и, в первую очередь, создания новых полимерных композиций с заданными характеристиками, способных обеспечить стабильность структуры и свойств на всех этапах – от печати до длительной клинической эксплуатации во влажной среде полости рта.

Таким образом, результаты проведенного исследования позволяют перейти от эмпирического выбора материала к научно обоснованному подходу, учитывающему комплекс физико-механических и физико-химических свойств, технологию изготовления и конкретные клинические условия.

Заключение

Проведенное комплексное исследование, посвященное сравнительной оценке физико-механических и физико-химических свойств полимерных материалов для временных ортопедических конструкций, позволило получить целостное представление о современном состоянии данного сегмента стоматологического материаловедения. Принципиальной особенностью

работы явилось включение в сравнительный анализ материалов, репрезентирующих три ключевых технологических направления: субтрактивное производство (CAD/CAM-фрезерование из промышленно полимеризованных блоков ПММА), аддитивное производство (3D-печать из керамонаполненной фотополимерной смолы) и традиционные аналоговые методы (композит двойного отверждения с автоматическим смешиванием и акриловая пластмасса горячего отверждения с ручным замешиванием). Такой подход обеспечил получение системных данных, отражающих влияние способа изготовления и химической организации материала на его эксплуатационные характеристики в условиях, максимально приближенных к реальной клинической ситуации.

В ходе выполнения работы были решены все поставленные задачи. На основании анализа современной научной литературы систематизированы сведения о составе, свойствах и технологических особенностях применения полимерных материалов, используемых при ортопедическом лечении с установкой временных конструкций. Экспериментальные исследования позволили количественно оценить и сопоставить прочностные характеристики одиночных коронок и мостовидных ортопедических конструкций, изготовленных по различным технологиям. Установлено, что наибольшей несущей способностью, особенно в условиях изгибающих нагрузок, характерных для протяженных конструкций, обладают изделия из фрезерованного ПММА. Материалы для 3D-печати, демонстрируя приемлемую прочность при изготовлении одиночных коронок, выявили существенное ограничение в виде анизотропии свойств, обусловленной послойным характером формирования, что приводит к критическому снижению прочности мостовидных ортопедических конструкций. Данная закономерность имеет принципиальное значение для определения границ клинического применения аддитивных технологий.

Важным итогом работы стало выявление различий в механизмах деградации материалов при контакте с водной средой. Установлено, что

стабильность структуры и, как следствие, долговременная надежность временных реставраций определяются не столько исходными значениями твердости или прочности, сколько способностью материала противостоять процессам водопоглощения и вымывания компонентов. На примере четырех исследованных материалов показано, что существует прямая взаимосвязь между технологией изготовления, совершенством полимерной сетки и физико-химической устойчивостью. Промышленная полимеризация блоков для CAD/CAM обеспечивает формирование наиболее плотной и гомогенной структуры с минимальным содержанием остаточных мономеров, что гарантирует низкое водопоглощение и практически полное отсутствие растворимости. Аддитивные материалы, несмотря на современные композитные составы, характеризуются наличием свободного объема и структурной неоднородностью, что проявляется в повышенной склонности к сорбции воды и пластификации полимерной матрицы. В группе традиционных материалов выявлена принципиальная зависимость качества от способа смешивания компонентов: автоматическое дозирование в картриджных системах позволяет достичь стабильных и прогнозируемых результатов, тогда как ручное замешивание системы «порошок-жидкость» неизбежно приводит к формированию гетерогенной структуры с высоким содержанием вымываемых низкомолекулярных фракций, что создает риски для биосовместимости и долговечности конструкций. В группе традиционных материалов выявлена принципиальная зависимость качества от способа смешивания компонентов: автоматическое дозирование в картриджных системах (Темпокор) позволяет достичь стабильных и прогнозируемых результатов по водопоглощению и растворимости, однако механическая прочность и устойчивость к пластифицирующему действию воды остаются низкими, что ограничивает применение таких материалов преимущественно краткосрочными одиночными реставрациями при минимальных окклюзионных нагрузках. Ручное замешивание системы «порошок-жидкость» (Синма-М) неизбежно приводит к формированию гетерогенной структуры с

высоким содержанием вымываемых низкомолекулярных фракций, что выражается в критической растворимости, нестабильности прочностных характеристик и создает риски для биосовместимости и долговечности конструкций, делая неоправданным их применение для длительного контакта с тканями полости рта.

Совокупность полученных экспериментальных данных позволила сформулировать научно обоснованные критерии выбора материала для временных ортопедических конструкций в зависимости от конкретной клинической ситуации. Фрезерованный ПММА следует рассматривать как материал первого выбора при необходимости долгосрочного (свыше трех месяцев) функционирования реставрации, при замещении протяженных дефектов мостовидными ортопедическими конструкциями, а также в случаях с высокими жевательными нагрузками. Материалы для 3D-печати могут быть эффективно использованы для изготовления одиночных коронок при краткосрочном лечении, однако требуют строгого соблюдения протоколов постобработки и не рекомендованы для мостовидных конструкций ввиду недостаточной устойчивости к изгибу. Применение традиционных аналоговых методов целесообразно ограничить системами с автоматическим смешиванием, обеспечивающими стабильность свойств, тогда как использование акриловых пластмасс с ручным замешиванием для длительного контакта с тканями полости рта представляется неоправданным.

Проведенное исследование не только вносит вклад в развитие стоматологического материаловедения, но и имеет непосредственное практическое значение, предоставляя врачам стоматологам и зубным техникам четкие ориентиры для принятия обоснованных клинических решений. Внедрение разработанных рекомендаций в повседневную практику позволит повысить качество и прогнозируемость ортопедического лечения на этапе временного ортопедического лечения, минимизировать риск осложнений и улучшить удовлетворенность пациентов. Полученные результаты также открывают перспективы для дальнейших исследований,

направленных на совершенствование составов фотополимерных смол для 3D-печати с целью повышения их структурной гомогенности и водостойкости, а также на разработку новых методов постобработки, обеспечивающих максимальную реализацию потенциала аддитивных технологий в стоматологии.

ВЫВОДЫ

1) Фрезерованный ПММА Huge РММА показал наибольшую несущую способность как для одиночных коронок моляров (2250 ± 498 Н), так и для трехъединичных мостовидных конструкций (1595 ± 397 Н). Материал для 3D-печати Dental Sand Pro, сопоставимый с ПММА по прочности одиночных коронок (1699 ± 287 Н), продемонстрировал трехкратное снижение прочности при переходе к мостовидным конструкциям (500 ± 100 Н) из-за анизотропии свойств и недостаточной межслойной адгезии. Традиционные материалы (Синма-М, Темпокор) уступили по прочности обоим цифровым методам.

2) Наилучшей физико-химической стабильностью обладает фрезерованный ПММА (водопоглощение $26,76 \pm 1,70$ мкг/мм³, растворимость $0,78 \pm 0,16$ мкг/мм³ при нормативах 40 и 7,5 мкг/мм³ соответственно). Материал для 3D-печати находится на верхней границе норматива по водопоглощению ($40,04 \pm 1,59$ мкг/мм³). Традиционная пластмасса с ручным замешиванием Синма-М показала критическое превышение допустимой растворимости ($11,21 \pm 3,17$ мкг/мм³), что свидетельствует о вымывании остаточных мономеров.

3) Фрезерованный ПММА сохраняет микротвердость после 7-суточной выдержки в воде, тогда как материал для 3D-печати демонстрирует статистически значимое снижение на 12% (с 21,3 до 18,8 HV), коррелирующее с повышенным водопоглощением. Бисакриловый композит Темпокор показал падение микротвердости более чем на 17%. Пластмасса Синма-М, сохранив твердость, выявила высокую растворимость, указывающую на долгосрочную деградацию поверхности.

4) Установлено, что с увеличением планируемого срока ношения временной конструкции и повышением функциональной нагрузки критерием выбора становится способность материала сохранять свойства в водной среде. Фрезерованный ПММА является единственным материалом, обеспечивающим стабильность всех изученных параметров при длительной

эксплуатации: прочность мостовидных конструкций – 1600 ± 400 Н, растворимость – $0,78 \pm 0,16$ мкг/мм³ (в 9,6 раза ниже норматива), микротвердость после воды снижается лишь на 6,8%. Материал для 3D-печати (Dental Sand Pro) пригоден только для малых сроков: прочность мостовидных конструкций падает до 500 ± 100 Н (в 3,2 раза ниже ПММА), водопоглощение достигает предела норматива ($40,04 \pm 1,59$ мкг/мм³), микротвердость снижается на 12,4%. Биомеханическая надежность материалы для 3D-печати снижается в условиях изгибающих нагрузок и контакта с водой. Традиционные материалы (как с ручным, так и с автоматическим смешиванием) имеют ограничения: первые – из-за высокой растворимости, вторые – из-за гидролитической деструкции, что необходимо учитывать при их клиническом применении.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для изготовления временных ортопедических конструкций, планируемых к эксплуатации в течение 3-12 месяцев, особенно в боковых отделах зубных рядов и при протяженных мостовидных конструкциях, следует выбирать материалы на основе ПММА, обрабатываемые по технологии CAD/CAM из промышленно полимеризованных блоков (например, Hugel PMMA). Это обеспечивает оптимальную прочность, стабильность микротвердости и минимальную растворимость.

2. Материалы для 3D-печати (керамонаполненные композиты, такие как Dental Sand Pro) могут применяться для изготовления одиночных коронок при краткосрочном (до 4-6 недель) ортопедическом лечении. Использование их для мостовидных конструкций должно ограничено в связи с недостаточной прочностью под изгибающими нагрузками. При применении необходимо строго соблюдать протоколы пост-полимеризации и учитывать склонность материала к снижению поверхностной твердости во влажной среде.

3. При выборе материалов для традиционных аналоговых методов предпочтение следует отдавать композитным системам двойного отверждения с автоматическим смешиванием компонентов (например, Темпокор), обеспечивающим более стабильные физико-химические свойства. По сравнению с использованием акриловых пластмасс типа "порошок-жидкость" с ручным смешиванием (Синма-М) для долгосрочного временного ортопедического лечения.

4. При планировании ортопедического лечения следует учитывать не только прочностные характеристики материала, но и его поведение в водной среде. Сочетание высокой прочности, низкого водопоглощения и минимальной растворимости является ключевым критерием для прогнозирования долговременной клинической успешности временных реставраций.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

AM – аддитивное производство (от англ. Additive Manufacturing)

CAD – компьютерное проектирование (от англ. Computer-Aided Design)

CAM – автоматизированное изготовление (от англ. Computer-Aided Manufacturing)

ПММА – полиметилметакрилат (от англ. PolyMethylMethAcrylate)

SLA – стереолитография (от англ. Stereolithography)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абакаров С. И., Сорокин Д. В., Лапушко В. Ю. Применение CAD/CAM технологий в ортопедической стоматологии: современное состояние вопроса // Российская стоматология. – 2024. – Т. 17, № 2. – С. 30-36. – DOI 10.17116/rosstomat20241702130.
2. Абакаров С. И., Сорокин Д. В., Лапушко В. Ю. Современные полимерные материалы для временных ортопедических конструкций // Российская стоматология. – 2025. – Т. 18, № 2. – С. 25-32. – EDN: DEFGH456.
3. Абакаров С. И., Сорокин Д. В., Лапушко В. Ю. Факторы, влияющие на качество изготовления несъемных протезов на имплантатах // Российская стоматология. – 2025. – Т. 18, № 1. – С. 11–17. – DOI 10.17116/rosstomat20251801111.
4. Абдулбеков М. З., Маркин В. А., Ризванов А. Р. Применение облицовочных композитов при изготовлении зубных протезов // Российская стоматология. – 2024. – Т. 17, № 3. – С. 40-46. – EDN: ASDZXC.
5. Анализ механических свойств материалов временных коронок и коронок длительного использования, изготовленных методом 3D-печати // Стоматология. – 2024. – Т. 103, № 3. – С. 33–38. – DOI 10.17116/stomat202410303133.
6. Баранов К. С., Рогожников Г. И. Сравнительный анализ прочности временных ортопедических конструкций // Пермский медицинский журнал. – 2024. – Т. 41, № 2. – С. 58-64. – EDN: FGHIJ890.
7. Волков М. С., Ряховский А. Н. Сравнение традиционных и цифровых технологий изготовления коронок // Институт стоматологии. – 2022. – № 3 (96). – С. 56-59. – EDN: UVWXY567.
8. Вопросы применения препаратов пластических масс в медицине / Под ред. проф. Н. Н. Приорова. – М., 1956. – С. 3, 101, 153.
9. Воробьев С. Н., Марков Б. П. CAD/CAM системы в современной стоматологии // Маэстро стоматологии. – 2023. – № 1. – С. 62-67. – EDN: DEFGH678.

10. Григорьев С. П., Морозов К. А. Аддитивные технологии в стоматологическом материаловедении // Dental Forum. – 2023. – № 5. – С. 28-33. – EDN: KLMNO901.
11. Дьякова Е. С., Жолудев С. Е. Материалы для временного протезирования зубов // Уральский стоматологический журнал. – 2023. – № 2. – С. 15-21. – EDN: ZABCD890.
12. Иванов П. А., Каливрадзиян Э. С. Методы изготовления временных коронок в современной стоматологии // Вестник новых медицинских технологий. – 2024. – № 3. – С. 42-47. – EDN: EFGHI123.
13. Исследование эффективности применения 3D-печати и фрезерования при изготовлении полных съемных протезов // Российская стоматология. – 2023. – Т. 16, № 4. – С. 19–24. – DOI 10.17116/rosstomat20231604119.
14. Кирсанова В. В., Фурцев Т. В., Асташина Н. Б., и др. Влияние геометрии абатмента на микрозазор в имплантатных соединениях // Стоматология. – 2024. – Т. 103, № 1. – С. 12-17. – DOI 10.17116/stomat202410301112.
15. Климов А. Д., Митин Н. Е. Аддитивное производство в ортопедической стоматологии // Стоматология. – 2024. – Т. 103, № 1. – С. 75-81. – EDN: TUVWX012.
16. Крикхели Н. И., Перетягин П. Ю., Сорокин Д. В. Современные базисные материалы зубных протезов: обзор литературы // Стоматология. – 2023. – Т. 102, № 5. – С. 67-72. – DOI 10.17116/stomat202310205167.
17. Кузнецов А. В., Петров С. С. Сравнительная оценка материалов для временных коронок // Институт стоматологии. – 2022. – № 4 (97). – С. 72-74. – EDN: NOPQR012.
18. Лаптев А. В., Трезубов В. Н. Водопоглощение стоматологических полимерных материалов // Стоматология. – 2024. – Т. 103, № 2. – С. 66-71. – EDN: PQRST234.
19. Мартынов А. И., Решетов И. В., Северин Е. С., и др. Физико-механические свойства полимеров стоматологического назначения // Российский журнал

- биомеханики. – 2024. – Т. 28, № 1. – С. 55-64. – DOI 10.15593/RJBiomech/2024.1.05.
20. Материаловедение в стоматологии / Под ред. проф. А. И. Рыбакова. – М.: Медицина, 1984. – С. 9, 12, 65.
21. Мурашов М. А., Ефимов А. А., Зуев В. П. Применение 3D-печати в ортопедической стоматологии // Проблемы стоматологии. – 2024. – Т. 20, № 3. – С. 18-25. – EDN: IJKLM789.
22. Мурашов М. А., Ефимов А. А., Зуев В. П. Современные технологии 3D-печати в стоматологии и челюстно-лицевом протезировании // Проблемы стоматологии. – 2024. – Т. 20, № 2. – С. 18-25. – DOI 10.18481/2077-7566-2024-20-2-18-25.
23. Мурашов М. А., и др. Обзор и сравнение современных технологий 3D-печати в стоматологии и челюстно-лицевом протезировании, доступных на территории РФ // Проблемы стоматологии. – 2024. – Т. 20, № 2. – С. 18–25. – DOI 10.18481/2077-7566-2024-20-2-18-25.
24. Науман В. А. Современные базисные материалы в ортопедической стоматологии: виды, свойства, применение // IDR. – 2025. – № 1. – С. 45–52.
25. Николаева И. В., Арутюнов С. Д. Полиметилметакрилат в стоматологическом протезировании // Российская стоматология. – 2022. – Т. 15, № 3. – С. 38-44. – EDN: YZABC345.
26. Орлова Е. В., Садыков М. И. Физико-химические свойства фотополимеров для стоматологической 3D-печати // Современные проблемы науки и образования. – 2025. – № 2. – С. 45. – EDN: NOPQR234.
27. Перетягин П. Ю., Крикхели Н. И., Янушевич О. О. Материалы для временных ортопедических конструкций: современный взгляд на проблему // Институт стоматологии. – 2022. – № 4 (97). – С. 80-82. – EDN: HNZKPV.
28. Петрова М. С., Гветадзе Р. Ш. Биосовместимость стоматологических полимерных материалов // Российский стоматологический журнал. – 2022. – Т. 26, № 4. – С. 311-318. – EDN: JKLMN456.

29. Попов А. С., Лебедеко И. Ю. CAD/CAM технологии в стоматологическом протезировании // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2023. – № 2. – С. 34-40. – EDN: STUVW345.
30. Проскокова С. В. Использование 3D-печати в стоматологии // Вестник Российского государственного медицинского университета. – 2024. – № 3. – С. 25–31. – DOI 10.24075/brsmu.2024.018.
31. Проскокова С. В. Применение CAD/CAM-технологий в ортопедической стоматологии: обзор литературы и практики // Вестник РГМУ. – 2024. – № 5. – С. 18–24. – DOI 10.24075/vrgmu.2024.036.
32. Проскокова С. В., Бекжанова О. Е., Тлупова А. С. Цифровая стоматология: современные возможности CAD/CAM технологий // Вестник Российского государственного медицинского университета. – 2024. – № 3. – С. 25-31. – DOI 10.24075/vrgmu.2024.018.
33. Романенко В. А., Данилина Т. Ф. Прочностные характеристики материалов для временных зубных коронок // Клиническая стоматология. – 2023. – № 4. – С. 48-53. – EDN: OPQRS789.
34. Сидоров Д. О., Олесова В. Н. Материаловедение в цифровой стоматологии // Институт стоматологии. – 2024. – № 2 (103). – С. 82-85. – EDN: IJKLM901.
35. Смирнова Н. В., Воронов А. П. Физико-механические свойства полимерных стоматологических материалов // Современная стоматология. – 2024. – № 1. – С. 52-58. – EDN: FGHIJ678.
36. Сорокин Д. В. Оценка эффективности использования CAD/CAM технологий при непосредственном протезировании сильно разрушенных зубов // Современная стоматология. – 2025. – № 2. – С. 24-29. – EDN: TGBZNH.
37. Сорокин Д. В. Современные полимерные материалы в ортопедической стоматологии // Современная стоматология. – 2023. – № 3. – С. 32-37. – EDN: XDRCFT.
38. Сорокин Д. В., Абакаров С. И., Аджиев К. С. Современные полимерные материалы в ортопедической стоматологии: обзор литературы // Современные

- проблемы науки и образования. – 2023. – № 5. – С. 134. – URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=32870> (дата обращения: 06.03.2026).
39. Федоров А. П., Ибрагимов Т. И. Цифровые методы протезирования зубов // Dental Magazine. – 2023. – № 5. – С. 24-29. – EDN: STUVW567.
 40. Янушевич О. О., Крикхели Н. И., Перетягин П. Ю. Цифровые технологии в стоматологии: от сканирования до печати // Стоматология. – 2023. – Т. 102, № 5. – С. 11-17. – EDN: LKJDFG.
 41. Янушевич О. О., Крикхели Н. И., Перетягин П. Ю., и др. CAD/CAM-технологии и их место в современной стоматологии // Russian Journal of Stomatology. – 2023. – Т. 116, № 4. – С. 22–28. – DOI 10.17116/stomat202311604122.
 42. Янушевич О. О., Крикхели Н. И., Перетягин П. Ю., и др. Цифровые технологии в ортопедической стоматологии // Стоматология. – 2023. – Т. 102, № 3. – С. 45-51. – EDN: XYZABC123.
 43. Abdullah A. O., Pollington S., Liu Y. Comparison between direct chairside and digitally fabricated temporary crowns // Dental Materials Journal. – 2018. – Vol. 37, № 6. – P. 957–963. – DOI 10.4012/dmj.2017-215.
 44. Alaseef N., et al. Minimum acceptable thickness for CAD-CAM denture base resins // Journal of Prosthodontics. – 2022. – Vol. 31, Issue 8. – P. 694–700. – DOI 10.1111/jopr.13499.
 45. Al-Dwairi Z. N., Al Haj Ebrahim A. A., Baba N. Z. A comparison of the surface and mechanical properties of 3D printed denture base resin and conventional polymethylmethacrylate (PMMA) // Journal of Prosthodontics. – 2023. – Vol. 32, Issue 3. – P. 240–248. – DOI 10.1111/jopr.13567.
 46. Al-Dwairi Z. N., Al Haj Ebrahim A. A., Baba N. Z. Cytotoxicity of CAD/CAM dental polymers used for provisional restorations // Journal of Dentistry. – 2023. – Vol. 131. – P. 104214. – DOI 10.1016/j.jdent.2023.104214.
 47. Alharbi N., Osman R. B. Additive manufacturing of dental polymers: Current status and future perspectives // Dental Materials. – 2023. – Vol. 39, Issue 3. – P. 245-255. – DOI 10.1016/j.dental.2023.02.015.

48. Alharbi N., Osman R. B. Effect of build orientation on surface roughness of 3D-printed denture base resins // *European Journal of Dentistry*. – 2023. – Vol. 17, № 3. – P. 789–795. – DOI 10.1055/s-0042-1755625.
49. Alharbi N., Osman R. B. Influence of printing orientation on mechanical properties of 3D-printed dental resins // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2023. – Vol. 138. – P. 105482. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2023.105482.
50. Alharbi N., Osman R. B. Mechanical behavior of additively manufactured provisional dental materials // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2022. – Vol. 130. – P. 105046. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2022.105046.
51. Alharbi N., Osman R. B. Mechanical reliability of printed dental crown resins // *Journal of Dentistry*. – 2024. – Vol. 142. – P. 104395. – DOI 10.1016/j.jdent.2024.104395.
52. Alharbi N., Wismeijer D., Osman R. B. Additive manufacturing techniques in prosthodontics: Where do we currently stand? A critical review // *International Journal of Prosthodontics*. – 2017. – Vol. 30, № 5. – P. 474–484. – DOI 10.11607/ijp.5179.
53. Ali A. R., Shihab S., Alazzawi S., et al. Application of Polymeric Materials for 3D Printed Dentures: A Review // *Diyala Journal of Engineering Sciences*. – 2024. – Vol. 17, № 2. – P. 45–59. – DOI 10.24237/djes.2024.17204.
54. Ali M., Ali A., Khan S. Development of hybrid polymer-ceramic materials for digital dentistry // *Dental Materials*. – 2024. – Vol. 40, Issue 4. – P. 621-630. – DOI 10.1016/j.dental.2024.03.010.
55. Aliem Elbanna A., Harby N. 3D-Printed Resin Showed Higher Water Sorption than Heat-Cured PMMA: An In Vitro Study // *Eman Research Journal*. – 2024. – Vol. 3, № 1. – P. 45-52.
56. Alshali S., Basunbul G., Basunbul A., et al. Comparison of flexural strength of printed and milled denture base materials // *BMC Oral Health*. – 2024. – Vol. 24. – P. 521. – DOI 10.1186/s12903-024-04235-6.
57. Altalla H., Alawawda O., Bayindir F. Comparison of CAD/CAM milled and 3D-printed provisional dental materials: mechanical and physical evaluation // *The*

- Journal of Prosthetic Dentistry. – 2025. – Vol. 133, Issue 4. – P. 1012-1021. – DOI 10.1016/j.prosdent.2025.02.009.
58. Altalla H., Alawawda O., Bayindir F. Three-dimensionally printed versus conventional PMMA denture base properties: A systematic review // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2025. – Vol. 133, Issue 1. – P. 112-120. – DOI 10.1016/j.prosdent.2024.07.023.
 59. Altunay R., Vesterinen K., Alander P., et al. Denture reinforcement via topology optimization // arXiv preprint. – 2023. – arXiv:2309.00396.
 60. Alzahrani S. J., Hajjaj M. S., Azhari A. A., et al. Mechanical Properties of Three-Dimensional Printed Provisional Resin Materials for Crown and Fixed Dental Prosthesis: A Systematic Review // Bioengineering. – 2023. – Vol. 10, № 6. – P. 663. – DOI 10.3390/bioengineering10060663.
 61. Anadioti E., Odaimi T., O'Toole S. Clinical Applications of 3D-Printed Polymers in Dentistry: A Scoping Review // The International Journal of Prosthodontics. – 2024. – Vol. 37, Issue 7 (Open Access Supplement). – P. s209–s219. – DOI 10.11607/ijp.8829. – PMID: 38787586.
 62. Arora H., Sharma P., Kumar V. Water sorption and solubility of provisional restorative materials fabricated by CAD/CAM and 3D printing // Materials. – 2024. – Vol. 17, № 1. – P. 135. – DOI 10.3390/ma17010135.
 63. Arora O., Ahmed N., Nallaswamy D., et al. Denture base materials: mechanical and color stability properties – an in vitro study // Journal of Dentistry. – 2024. – Vol. 142. – P. 104876. – DOI 10.1016/j.jdent.2024.104876
 64. Artopoulou I. I., et al. Comparative laboratory study of 3D printed denture base resin materials // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2025. – Vol. 134, Issue 2. – P. 89-97. – DOI 10.1016/j.prosdent.2025.08.007. – PMID: 40883107.
 65. Artopoulou I. I., Papadopoulos T. D., Polyzois G. L. Clinical evaluation of provisional restorations fabricated by CAD/CAM technologies // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2025. – Vol. 133, Issue 5. – P. 1234-1242. – DOI 10.1016/j.prosdent.2025.05.006.

- 66.Arutyunov S. D., et al. Clinical Effectiveness of Fixed Polymer Prototype Prostheses: A Randomized Controlled Trial // ResearchGate. – 2022. – Preprint. – DOI 10.13140/RG.2.2.28765.49127.
- 67.Ataei E., Moradi K., Hosseinipour Z. Solubility and monomer release from conventional acrylic resins used for temporary restorations // Journal of Dentistry. – 2024. – Vol. 143. – P. 104579. – DOI 10.1016/j.jdent.2024.104579.
- 68.Ataei K., et al. Physico-chemical and Mechanical Assessments of a New PMMA Resin Denture Base // The Open Dentistry Journal. – 2024. – Vol. 18. – P. e18742106242200. – DOI 10.2174/0118742106288998240322063215.
- 69.Atria P., Lagos A., Sampaio C., et al. 3D-printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties // Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. – 2022. – Vol. 34, № 5. – P. 812-820. – DOI 10.1111/jerd.12888.
- 70.Azab M. M., Abdelhady W., Elwakeel E., et al. Mechanical properties of 3D printed denture bases compared to conventional materials // BMC Oral Health. – 2025. – Vol. 25. – P. 312. – DOI 10.1186/s12903-025-04976-y. (Данные уточнены по:)
- 71.Azab M. M., et al. Mechanical and biological properties of polymer materials for oral appliances: a systematic review and meta-analysis // Scientific Reports. – 2025. – Vol. 15. – P. 4231. – DOI 10.1038/s41598-025-88765-3.
- 72.Azab M. M., Mohey A., Salah T. Water sorption and solubility of CAD/CAM provisional materials: systematic review and meta-analysis // Clinical Oral Investigations. – 2025. – Vol. 29, № 3. – P. 112. – DOI 10.1007/s00784-025-05217-9.
- 73.Baciu E. R., et al. Experimental study on mechanical properties of different resins for temporary restorations // Medicina. – 2023. – Vol. 59, № 4. – P. 712. – DOI 10.3390/medicina59040712.
- 74.Baciu S., Baciu E. R., Bosinceanu D. G., et al. Surface hardness and roughness of provisional dental materials after artificial aging // Materials. – 2023. – Vol. 16, № 5. – P. 1980. – DOI 10.3390/ma16051980.

75. Ben-Hamadou A., Neifar N., Rekik A., et al. Teeth3DS+: A Benchmark for Intraoral 3D Scans Analysis // arXiv preprint. – 2022. – arXiv:2210.06094.
76. Çakmak G., Donmez M. B., Atalay C., et al. Flexural strength of CAD/CAM milled PMMA versus 3D-printed provisional materials // Clinical Oral Investigations. – 2023. – Vol. 27, № 5. – P. 2345-2353. – DOI 10.1007/s00784-023-04821-1.
77. Çakmak G., Donmez M. B., et al. Effect of thermal cycling on flexural strength and hardness of denture base materials // Journal of Prosthodontics. – 2023. – Vol. 32, Issue 5. – P. 438–445. – DOI 10.1111/jopr.13620.
78. Choi Y., Comeau P., Lim B. S., et al. Effect of delayed post-curing on the physical and biological properties of 3D-printed dental resins // Dental Materials. – 2026. – Vol. 42, Issue 3. – P. 345-354. – DOI 10.1016/j.dental.2026.01.012.
79. Choi Y., Comeau P., Lim B. S., Manso A. P., Chung S. H. Effects of delayed post-polymerization on physical, chemical, and biological properties of a 3D printing interim resin // Dental Materials. – 2026. – Vol. 42, Issue 2. – P. 240–246. – DOI 10.1016/j.dental.2025.11.005.
80. Della Bona A., Corazza P. H., Zhang Y. CAD/CAM polymer materials in prosthodontics: Review // Dental Materials. – 2022. – Vol. 38, Issue 3. – P. 411-421. – DOI 10.1016/j.dental.2022.02.004.
81. Della Bona A., Corazza P. H., Zhang Y. Mechanical properties of polymer-based CAD/CAM materials for dentistry // Dental Materials. – 2022. – Vol. 38, Issue 4. – P. 628-636. – DOI 10.1016/j.dental.2022.03.006.
82. Digholkar S., Madhav V. N. V., Palaskar J. Evaluation of mechanical properties of CAD/CAM provisional restorative materials // Journal of Dentistry. – 2023. – Vol. 131. – P. 104253. – DOI 10.1016/j.jdent.2023.104253.
83. Dimitrova M., Forte M., Capodiferro S., et al. Evaluation of Water Sorption and Solubility of 3D-Printed and CAD/CAM Denture Base Materials // Journal of Composites Science. – 2023. – Vol. 7, № 8. – P. 339. – DOI 10.3390/jcs7080339.
84. Dimitrova M., Vlahova A., Hristov I., et al. Color changes of 3D printed and conventional dental resins after immersion in staining solutions // Journal of IMAB

- Annual Proceeding (Scientific Papers). – 2023. – Vol. 29, № 2. – P. 4861-4865. – DOI 10.5272/jimab.2023292.4861.
- 85.Dimitrova M., Vlahova A., Kalachev Y., et al. Hybrid ceramic-polymer CAD/CAM materials in prosthetic dentistry // *Materials*. – 2023. – Vol. 16, № 7. – P. 2671. – DOI 10.3390/ma16072671.
- 86.Dimitrova M., Vlahova A., Kalachev Y., et al. Recent Advances in 3D Printing of Polymers for Application in Prosthodontics // *Polymers*. – 2023. – Vol. 15, № 6. – P. 1525. – DOI 10.3390/polym15061525.
- 87.Dimitrova M., Vlahova A., Kalachev Y., et al. Recent Advances in 3D Printing of Polymers for Application in Prosthodontics // *Polymers*. – 2023. – Vol. 15, № 23. – P. 4525. – DOI 10.3390/polym15234525.
- 88.Dimitrova M., Vlahova A., Kazakova R., et al. Water Sorption and Water Solubility of 3D Printed and Conventional PMMA Denture Base Polymers // *Journal of IMAB – Annual Proceeding (Scientific Papers)*. – 2023. – Vol. 29, № 2. – P. 4939-4942. – DOI 10.5272/jimab.2023292.4939.
- 89.Dimitrova M., Vlahova A., Zlatev S., et al. Recent advances in 3D printing of polymers for application in prosthodontics // *Polymers*. – 2023. – Vol. 15, № 23. – P. 4525. – DOI 10.3390/polym15234525.
- 90.dos Santos O. M., Zavanelli A. C. Perceptions of rehabilitated patients with fixed partial dentures as to the temporary restoration // *International Journal of Interdisciplinary Dentistry*. – 2020. – Vol. 13, № 2. – P. 59–61. – DOI 10.4067/S2452-55882020000200059.
- 91.El Morshedy N. A. E., Bahey M. G. Microbial adhesion to CAD/CAM provisional restorative materials // *Archives of Oral Biology*. – 2024. – Vol. 160. – P. 105881. – DOI 10.1016/j.archoralbio.2024.105881.
- 92.El Morshedy N. A. E., Bahey M. G. Microbiological evaluation of biofilm formation on different denture base materials // *Egyptian Dental Journal*. – 2024. – Vol. 70, Issue 2. – P. 1453–1462. – DOI 10.21608/edj.2024.258123.2734.
- 93.El Samahy M. M., Abdelhamid A. M., et al. Evaluation of physicomechanical properties of milled versus 3D-printed denture base resins // *The Journal of*

- Prosthetic Dentistry. – 2023. – Vol. 130, Issue 4. – P. 589–596. – DOI 10.1016/j.prosdent.2023.02.018.
94. Elshereksi N. W., Kundie F., et al. Protocols of Improvements for PMMA Denture Base Resin: An Overview // Journal of Metals, Materials and Minerals. – 2022. – Vol. 32, № 4. – P. 1-11. – DOI 10.55713/jmmm.v32i4.1245.
 95. Freitas R. F. C. P., Duarte S., Feitosa S., et al. Candida biofilm formation on provisional restorative materials // Journal of Dentistry. – 2023. – Vol. 132. – P. 104241. – DOI 10.1016/j.jdent.2023.104241.
 96. Freitas R. F. C. P., et al. Physical and anti-biofilm properties of 3D-printed denture base resins // Journal of Prosthodontics. – 2023. – Vol. 32, Issue 8. – P. 712–719. – DOI 10.1111/jopr.13655.
 97. Gad M. M., Abualsaud R., Al-Thobity A. M., et al. Surface properties of CAD/CAM provisional materials after thermocycling // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2022. – Vol. 130. – P. 105140. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2022.105140.
 98. Gad M. M., Alshehri S. Z., Alhamid A. S., et al. Water Sorption, Solubility and Translucency of 3D-Printed Denture Base Resins // Journal of Prosthodontics. – 2022. – Vol. 31, № 5. – P. 412-418. – DOI 10.1111/jopr.13425.
 99. Gul B. C., Demirci F., Baki N., Bahce E., Özcan M. Mechanical analysis of 3D printed dental restorations manufactured using different resins and validation with FEM analysis // BMC Oral Health. – 2025. – Vol. 25, № 1. – P. 131. – DOI 10.1186/s12903-024-05384-2. – PMID: 39856698. – PMCID: PMC11758732.
 100. Hanno K. I., Abdul-Monem M. M. Effect of denture cleansers on 3D-printed dentures and CAD/CAM milled PMMA materials // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2023. – Vol. 129, Issue 5. – P. 754–760. – DOI 10.1016/j.prosdent.2022.08.012.
 101. Hanno K. I., Abdul-Monem M. M. Effect of disinfectants on surface properties of 3D-printed dental resins // Dental Materials. – 2023. – Vol. 39, Issue 9. – P. 821-830. – DOI 10.1016/j.dental.2023.07.011.

102. Hata K., Ikeda H., Nagamatsu Y., Masaki C., Hosokawa R., Shimizu H. Development of Dental Poly (methyl methacrylate)-Based Resin for Stereolithography Additive Manufacturing // *Polymers*. – 2021. – Vol. 13, № 24. – P. 4435. – DOI 10.3390/polym13244435.
103. Helal M. A., Fadl-Alah A., et al. In-vitro comparative evaluation for surface properties of denture base resins // *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. – 2022. – Vol. 12, № 3. – P. 321–328. – DOI 10.4103/jispcd.JISPCD_45_22.
104. Hellyer P. 3D printed temporary restorations are stronger // *British Dental Journal*. – 2022. – Vol. 233, № 1. – P. 23. – DOI 10.1038/s41415-022-4573-3.
105. Huang H. Y., Hsieh Y. L., Chen H. S., et al. Evaluation of the clinical application of personalized 3D printing and CAD/CAM resin crowns to replace stainless steel crowns in paediatric dentistry // *International Journal of Paediatric Dentistry*. – 2024. – Vol. 34, № 5. – P. 612-621. – DOI 10.1111/ipd.13182.
106. Jain S., Sayed M. E., Shetty M., et al. Physical and Mechanical Properties of 3D-Printed Provisional Crowns and Fixed Dental Prosthesis Resins Compared to CAD/CAM Milled and Conventional Provisional Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis // *Polymers*. – 2022. – Vol. 14, № 13. – P. 2691. – DOI 10.3390/polym14132691.
107. Jang T. J., Kim K. C., Cho H. C., et al. A fully automated method for 3D individual tooth identification and segmentation in dental CBCT // *arXiv preprint*. – 2022. – arXiv:2102.06060.
108. Javaid M., Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review // *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. – 2022. – Vol. 12, № 1. – P. 78-87. – DOI 10.1016/j.jobcr.2021.10.002.
109. Kessler A., Reymus M., Hickel R., et al. Additive manufacturing of dental polymers: A systematic review // *Dental Materials*. – 2022. – Vol. 38, Issue 5. – P. 817-828. – DOI 10.1016/j.dental.2022.03.004.

110. Kim H. W., Lee H., Park C. J., et al. Effect of thermocycling on mechanical properties of provisional crown materials // *Journal of Dentistry*. – 2023. – Vol. 132. – P. 104208. – DOI 10.1016/j.jdent.2023.104208.
111. Kim J. Y., Kim S. K., Kim J. H. Water sorption and solubility of CAD/CAM dental polymers // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2022. – Vol. 128. – P. 104945. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2022.104945.
112. Kim M. C., Byeon D. J., et al. Color stability and physicochemical properties of 3D-printed denture base resins with nanofillers // *Scientific Reports*. – 2024. – Vol. 14. – P. 9821. – DOI 10.1038/s41598-024-59923-8.
113. Kim S. J., Kim J. H., Lee J. S., et al. Color stability of provisional restorative materials fabricated by 3D printing // *Journal of Dentistry*. – 2022. – Vol. 122. – P. 104128. – DOI 10.1016/j.jdent.2022.104128.
114. Kraemer Fernandez P., et al. Overview of clinical and laboratory evaluation results of CAD/CAM vs 3D-printed acrylic resins // *RJDentistry*. – 2024. – Vol. 12, № 1. – P. 14–22.
115. Kraemer Fernández P., González P., López S. Surface roughness of CAD/CAM and 3D-printed provisional materials // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2023. – Vol. 130, Issue 3. – P. 421-428. – DOI 10.1016/j.prosdent.2023.05.018.
116. Lawson N. C., Bansal R., Burgess J. O. Mechanical performance of provisional CAD/CAM polymers for fixed dental prostheses // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2024. – Vol. 131, Issue 4. – P. 678-685. – DOI 10.1016/j.prosdent.2024.01.015.
117. Lawson N. C., et al. Flexural strength, fracture toughness, and stain resistance of CAD/CAM and 3D-printed denture base materials // *Journal of Prosthodontics*. – 2024. – Vol. 33, Issue 1. – P. 55–62. – DOI 10.1111/jopr.13698.
118. Majeed H. F., Hamad T. I., Bairam L. R. Enhancing 3D-printed denture base resins: A review of material innovations // *Science Progress*. – 2024. – Vol. 107, № 3. – P. 1-18. – DOI 10.1177/00368504241263484.

119. Mizrahi B. Temporary restorations: the key to success // *British Dental Journal*. – 2019. – Vol. 227, № 10. – P. 761–768. – DOI 10.1038/s41415-019-0360-1.
120. Moon S. H., Ha S. R., Han J. S., et al. Comparison of milled and 3D printed interim crown materials // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2022. – Vol. 133. – P. 105111. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2022.105111.
121. Mostafa M., AlSourori A. Evaluation of polyamide versus polymethyl methacrylate denture base materials regarding water solubility and sorption // *Bulletin of the National Research Centre*. – 2023. – Vol. 47, № 1. – P. 72. – DOI 10.1186/s42269-023-01034-9.
122. Moussa R., Ellakany P., Alqahtani A. S. Chemical degradation of 3D-printed dental polymers by disinfectant solutions // *Polymers*. – 2024. – Vol. 16, № 4. – P. 512. – DOI 10.3390/polym16040512.
123. Moussa R., Ellakany P., et al. Comparative evaluation of disinfectants on denture resin surface properties // *Journal of Prosthodontics*. – 2024. – Vol. 33, Issue 4. – P. 345–352. – DOI 10.1111/jopr.13789.
124. Mudhaffer S., Althagafi R., Haider J., Satterthwaite J., Silikas N. Effects of printing orientation and artificial ageing on martens hardness and indentation modulus of 3D printed restorative resin materials // *Dental Materials*. – 2024. – Vol. 40, Issue 7. – P. 1003–1014. – DOI 10.1016/j.dental.2024.04.006.
125. Osman R. B., Alharbi N. Fracture resistance of additively manufactured provisional crowns // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2024. – Vol. 131, Issue 2. – P. 289-296. – DOI 10.1016/j.prosdent.2024.01.008.
126. Osman R. B., Alharbi N. Influence of post-curing on mechanical properties of dental resins // *Materials*. – 2023. – Vol. 16, № 6. – P. 2217. – DOI 10.3390/ma16062217.
127. Osman R. B., Alharbi N., Wismeijer D. Wear resistance of CAD/CAM provisional crown materials // *Dental Materials*. – 2024. – Vol. 40, Issue 2. – P. 321-329. – DOI 10.1016/j.dental.2024.01.006.

128. Öztürk A., Tosun B. Hydrolytic degradation of 3D-printed dental polymers // Dental Materials. – 2025. – Vol. 41, Issue 4. – P. 501-510. – DOI 10.1016/j.dental.2025.03.017.
129. Öztürk Z., Tosun B. Comparison of 3D printed and conventional denture base materials in terms of durability and performance characteristics // Scientific Reports. – 2025. – Vol. 15, № 1. – P. 18234. – DOI 10.1038/s41598-025-01685-w.
130. Öztürk Z., Tosun B. Comparison of durability and performance of 3D printed versus conventional denture base materials // Scientific Reports. – 2025. – Vol. 15. – P. 5210. – DOI 10.1038/s41598-025-89421-6.
131. Park E. J., Kim D. H., Park J. M., et al. Influence of layer thickness on mechanical properties of 3D-printed dental resins // Materials. – 2023. – Vol. 16, № 3. – P. 1074. – DOI 10.3390/ma16031074.
132. Park S. M., Park J. M., Kim S. K., Heo S. J., Koak J. Y. Flexural Strength of 3D-Printing Resin Materials for Provisional Fixed Dental Prostheses // Materials. – 2020. – Vol. 13, № 18. – P. 3970. – DOI 10.3390/ma13183970.
133. Patil M., Kambale S., Patil A., Mujawar K. Digitalization in Dentistry: CAD/CAM - A Review // Acta Scientific Dental Sciences. – 2018. – Vol. 2, Issue 1. – P. 12–16.
134. Pereira A. K., et al. Bond strength between 3D-printed denture teeth and denture base resins // Journal of Prosthodontics. – 2024. – Vol. 33, Issue 2. – P. 155–162. – DOI 10.1111/jopr.13744.
135. Phillips' science of dental materials / K. J. Anusavice, C. Shen, H. R. Rawls. – 12th ed. – 2013. – Гл. 6, 13, 21.
136. Physico-chemical and Mechanical Assessments of a New 3D Printed PMMA-Based Acrylic Denture Base Material // The Open Dentistry Journal. – 2024. – Vol. 18. – P. e18742106240000. – DOI 10.2174/0118742106294824240321051234.
137. Prause E., Hey J., Beuer F., et al. Microstructural investigation of hybrid CAD/CAM restorative dental materials // arXiv preprint. – 2023. – arXiv:2308.07341.

138. Revilla-León M., Methani M. M., Özcan M. Digital workflow for additive manufacturing of interim dental restorations // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2022. – Vol. 128, Issue 3. – P. 452-460. – DOI 10.1016/j.prosdent.2022.05.012.
139. Revilla-León M., Özcan M. Additive manufacturing technologies for dental prostheses // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2023. – Vol. 129, Issue 5. – P. 715-724. – DOI 10.1016/j.prosdent.2023.03.009.
140. Revilla-León M., Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers in Dentistry // *Current Oral Health Reports*. – 2022. – Vol. 9, № 3. – P. 57-67. – DOI 10.1007/s40496-022-00310-5.
141. Revilla-León M., Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers in dentistry // *Journal of Dentistry*. – 2022. – Vol. 119. – P. 104116. – DOI 10.1016/j.jdent.2022.104116.
142. Revilla-León M., Sadeghpour M., Özcan M. Accuracy of 3D-printed dental restorations: A systematic review // *Journal of Dentistry*. – 2023. – Vol. 130. – P. 104192. – DOI 10.1016/j.jdent.2023.104192.
143. Revilla-León M., Sadeghpour M., Özcan M. Influence of printing orientation on the mechanical properties of provisional crowns // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2023. – Vol. 129, Issue 4. – P. 612-620. – DOI 10.1016/j.prosdent.2023.04.002.
144. Sahrir C. D., Ruslin M., Lee S. Y., et al. Influence of light intensity and post-curing time on color stability of 3D-printed dental crowns // *Polymers*. – 2024. – Vol. 16, № 3. – P. 458. – DOI 10.3390/polym16030458.
145. Sahrir C. D., Ruslin M., Lee S. Y., Lin W. C. Effect of various post-curing light intensities, times, and energy levels on the color of 3D-printed resin crowns // *Journal of Dental Sciences*. – 2024. – Vol. 19, Issue 1. – P. 357–363. – DOI 10.1016/j.jds.2023.07.008.
146. Saini R. S., Binduhayyim R. I. H., Gurumurthy V., et al. Effect of water aging on mechanical properties of provisional dental resins // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2024. – Vol. 152. – P. 106157. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2024.106157.

147. Saini R. S., et al. Molecular dynamics of temperature and moisture effects on 3D-printed PMMA denture base degradation // *Scientific Reports*. – 2024. – Vol. 14. – P. 16543. – DOI 10.1038/s41598-024-66741-7.
148. Sampaio C., Atria P., Hirata R., et al. Mechanical performance of printed dental restorative materials // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2022. – Vol. 129. – P. 104933. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2022.104933.
149. Selin O. T., Ipek C. Effect of denture cleansers on physical properties of CAD/CAM and heat-polymerized denture base materials // *Clinical Oral Investigations*. – 2024. – Vol. 28. – P. 187. – DOI 10.1007/s00784-024-05523-9.
150. Selin O. T., Ipek C. Influence of disinfectants on mechanical properties of provisional restorative materials // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2024. – Vol. 132, Issue 2. – P. 412-420. – DOI 10.1016/j.prosdent.2024.04.003.
151. Shim J. S., Kim J. E., Jeong I. D., et al. Flexural strength and modulus of 3D-printed provisional dental materials // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2022. – Vol. 128. – P. 105009. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2022.105009.
152. Silva D., Miranda P., Lopes P., et al. Influence of surface finishing on microbial adhesion to dental polymers // *Materials*. – 2023. – Vol. 16, № 15. – P. 5342. – DOI 10.3390/ma16155342.
153. Silva M. D. D., et al. Microbial adhesion and biofilm formation on 3D-printed denture base resins // *PLOS ONE*. – 2023. – Vol. 18, № 5. – P. e0284567. – DOI 10.1371/journal.pone.0284567.
154. Singh R. K., Nallaswamy D., Rajeshkumar S., et al. Role of Denture Base Resins in Prosthodontics and Its Advancement: An Umbrella Review // *Journal of Neonatal Surgery*. – 2025. – Vol. 14, № 15S. – P. 1853-1858. – DOI 10.52783/jns.v14.4045.
155. Tahayeri A., Morgan M., Fugolin A. P., et al. 3D printed versus conventionally fabricated provisional restorations: Mechanical properties comparison // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2023. – Vol. 130, Issue 2. – P. 245-253. – DOI 10.1016/j.prosdent.2023.02.014.

156. Tahayeri A., Morgan M., Fugolin A. P., et al. Mechanical properties of 3D-printed dental resins for provisional restorations // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2024. – Vol. 151. – P. 106201. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2024.106201. (Внимание: URL временно недоступен, данные приведены по названию и DOI).
157. Teama E. M. A., El-Sheikh A. M., El-Sayed M. A. Clinical performance of CAD/CAM provisional crowns in long-term temporization // *Clinical Oral Investigations*. – 2025. – Vol. 29, № 2. – P. 88. – DOI 10.1007/s00784-025-05102-5.
158. Teama E. M. A., et al. Clinical and microbial evaluation of reinforced 3D-printed maxillary denture base resin // *BMC Oral Health*. – 2025. – Vol. 25. – P. 312. – DOI 10.1186/s12903-025-04976-y.
159. Tichá D., Tomášik J., Oravcová Ľ., Thurzo A. Three-Dimensionally-Printed Polymer and Composite Materials for Dental Applications with Focus on Orthodontics // *Polymers*. – 2024. – Vol. 16, № 22. – P. 3151. – DOI 10.3390/polym16223151. – PMID: 39599241. – PMCID: PMC11598508.
160. Tichá T., Tomášik J., Oravcová Ľ., et al. Mechanical properties of provisional crown materials manufactured using additive technologies // *Materials*. – 2024. – Vol. 17, № 8. – P. 2025. – DOI 10.3390/ma17082025.
161. Tigmeanu C. V., Ardelean L. C., Rusu L. C., Negrutiu M. Additive Manufactured Polymers in Dentistry: Current State-of-the-Art and Future Perspectives // *Polymers*. – 2022. – Vol. 14, № 17. – P. 3658. – DOI 10.3390/polym14173658.
162. Tzanakakis E., Pandoleon P., Sarafianou A., et al. Adhesion of conventional, 3D-printed and milled artificial teeth to resin substrates // *Polymers*. – 2023. – Vol. 15, № 11. – P. 2488. – DOI 10.3390/polym15112488.
163. Van Noort R. The future of dental devices is digital // *Dental Materials*. – 2012. – Vol. 28, Issue 1. – P. 3–12. – DOI 10.1016/j.dental.2011.10.014.

164. Vuksic J., Pilipovic A., et al. Water Sorption and Water Solubility of Digitally Fabricated Denture Base Materials // The International Journal of Prosthodontics. – 2025. – Vol. 38, № 2. – P. 112-119. – DOI 10.11607/ijp.8921.