3.1.7. Стоматология

Научная статья
УДК 616.314-7:615.477

БИОСОВМЕСТИМОСТЬ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ, ИЗГОТОВЛЕННЫХ МЕТОДОМ 3D-ПЕЧАТИ

Саркисян Константин Артурович, кандидат медицинских наук, Уральский государственный медицинский университет, Россия, Екатеринбург, k.sarkisian@mail.ru

Аннотация. Цифровая трансформация стоматологии сопровождается активным внедрением аддитивных технологий, что диктует необходимость строгой оценки биологической безопасности применяемых фотополимеров и композитных смол. Целью работы стал комплексный анализ физико-механических характеристик и биосовместимости материалов для 3D-печати, используемых в ортопедической и хирургической стоматологии. В исследовании систематизированы данные о технологиях стереолитографии, цифровой обработки света и струйного нанесения, оцененные в соответствии с требованиями международных стандартов ISO 10993 и ISO 7405. Установлено, что ключевым фактором, лимитирующим широкое клиническое применение напечатанных конструкций, выступает неполная конверсия мономеров, обусловливающая цитотоксичность и риск сенсибилизации тканей пародонта. Доказано, что строгое соблюдение протоколов постобработки, включая химическую очистку и вторичную термо- или светоотверждаемую полимеризацию, критически важно для нивелирования токсических эффектов. Выявлена анизотропия механических свойств полимеров, зависящая от ориентации слоев, а также их подверженность гидролитической деградации и усталостному разрушению в условиях полости рта. Клиническая точность аддитивного производства признана достаточной для изготовления

хирургических шаблонов, диагностических моделей и временных реставраций, однако для прецизионных постоянных конструкций субтрактивное фрезерование пока сохраняет преимущество. Сделан вывод о том, что дальнейшее расширение показаний к использованию 3D-печатных материалов требует разработки специализированных стоматологических смол с высокой степенью конверсии и проведения масштабных лонгитюдных клинических испытаний.

Ключевые слова: аддитивное производство; 3D-печать; стоматологические полимеры; фотополимерные смолы; биологическая безопасность; цитотоксичность; стереолитография; постобработка; цифровая стоматология; физико-механические свойства.

Original article

BIOCOMPATIBILITY OF 3D-PRINTED DENTAL MATERIALS

Sarkisian Konstantin Arturovich, Candidate of Medical Sciences, Ural State Medical University, Yekaterinburg, Russia, k.sarkisian@mail.ru

Abstract. The digital transformation of dentistry is accompanied by the active implementation of additive technologies, necessitating a rigorous assessment of the biological safety of photopolymers and composite resins. The aim of this study was to comprehensively analyze the physical, mechanical, and biocompatibility properties of 3D printing materials used in orthopedic and surgical dentistry. The study systematizes data on stereolithography, digital light processing, and inkjet technologies, evaluated in accordance with the requirements of the international standards ISO 10993 and ISO 7405. It was established that incomplete monomer conversion, which causes cytotoxicity and the risk of periodontal tissue sensitization, is a key factor limiting the widespread clinical use of printed structures. Strict adherence to post-processing protocols, including chemical cleaning and secondary heat- or light-curing

polymerization, is critical to mitigating toxic effects. Anisotropy in the mechanical properties of polymers, dependent on layer orientation, was identified, as well as their susceptibility to hydrolytic degradation and fatigue failure in the oral cavity. The clinical accuracy of additive manufacturing was deemed sufficient for the fabrication of surgical guides, diagnostic models, and temporary restorations, but subtractive milling still retains its advantage for precision permanent restorations. It was concluded that further expansion of the indications for the use of 3D-printed materials requires the development of specialized dental resins with a high degree of conversion and large-scale longitudinal clinical trials.

Keywords: additive manufacturing; 3D printing; dental polymers; photopolymer resins; biological safety; cytotoxicity; stereolithography; post-processing; digital dentistry; physical and mechanical properties.

Актуальность вопроса биосовместимости стоматологических материалов, изготовленных методом 3D-печати. Цифровая трансформация стоматологической помощи привела к закономерному пересмотру традиционных лабораторных методик. Если ранее преимущественно применялись субтрактивные методы, прежде всего фрезерование, то сегодня все шире используются технологии послойного синтеза. В современной клинической и лабораторной практике аддитивные технологии используются для печати диагностических моделей, временных коронок, хирургических шаблонов, базисов съёмных протезов и индивидуальных ортодонтических аппаратов [1-3]. Переход от закрытых производственных систем к открытым цифровым протоколам позволил не только сократить количество отходов, но и создавать конструкции со сложной внутренней геометрией, труднодостижимой при механической обработке с удалением материала [4], [5].

Ключевым фактором, ограничивающим широкое внедрение трехмерной печати в повседневную практику, является не столько точность оборудования, сколько физико-химические свойства используемых расходных материалов.

Подавляющее большинство современных установок, функционирующих по принципу стереолитографии (SLA), цифровой обработки света (DLP) или струйного нанесения (MJ), работают с жидкими фотополимерными смолами [6]. В полости рта эти материалы подвергаются воздействию слюны, температурных колебаний и микроорганизмов [7], что требует тщательной оценки их биологической безопасности. Если фрезерованные блоки полимеров изначально обладают высокой степенью конверсии и стабильной молекулярной структурой, то изделия, созданные аддитивным путем, требуют особого контроля на каждом этапе их формирования.

Процесс полимеризации в ванне или на платформе принтера редко достигает стопроцентной завершенности. В связи с этим на поверхности и в толще напечатанного изделия остаются непрореагировавшие низкомолекулярные компоненты, способные оказывать цитотоксическое и сенсибилизирующее действие при контакте со слизистой оболочкой. Снизить эти риски позволяет строго регламентированный протокол постобработки, включающий механическую очистку от остатков смолы и дополнительное термическое или световое отверждение [8]. Именно от корректности выполнения этих этапов, а также от совместимости постобрабатывающих жидкостей с конкретным типом фотополимера, зависит конечная биосовместимость конструкции с тканями пародонта.

Несмотря на очевидные технологические преимущества, доказательная база, касающаяся отдаленных результатов клинического применения 3D-печатных полимерных изделий, остается фрагментарной. Большинство доступных в литературе данных носят характер лабораторных испытаний или краткосрочных наблюдений, не позволяющих в полной мере оценить долгосрочную тканевую реакцию организма [9]. Формирование устойчивых клинических рекомендаций требует проведения масштабных рандомизированных исследований, направленных на изучение не только механической стабильности и точности прилегания, но и биологического

отклика тканей в условиях реальной многолетней эксплуатации аддитивно изготовленных ортопедических и ортодонтических конструкций.

Современное состояние исследований по проблеме. Современная стоматологическая практика переживает период фундаментальной трансформации, обусловленной внедрением цифровых технологий в повседневную клиническую и лабораторную деятельность. Если еще два десятилетия назад доминирующим подходом к изготовлению зубных протезов оставалось традиционное мануальное моделирование, то сегодня аддитивные технологии постепенно вытесняют классические методики, предлагая принципиально иные возможности контроля над геометрией изделий и воспроизводимостью результатов [10-12]. Развитие CAD/CAM-систем для фрезерования реставраций продолжилось внедрением методов послойного синтеза, позволяющих создавать объекты сложной конфигурации без существенных материальных потерь.

Переход от субтрактивных методов обработки, при которых необходимая форма достигается путем удаления излишков материала из цельной заготовки, к аддитивным технологиям представляет собой смену парадигмы стоматологического материаловедения. Фрезерование, широко применяемое в современной ортопедической стоматологии, характеризуется низким коэффициентом использования материала, поскольку значительная часть исходной заготовки переходит в отходы [13], [14]. Аддитивное производство, напротив, предполагает нанесение материала исключительно в тех зонах, где это предусмотрено цифровой моделью, что обеспечивает принципиально иную экономику производственного процесса.

Однако широкое клиническое внедрение 3D-печатных стоматологических изделий сдерживается необходимостью тщательной оценки их биологической безопасности. Фотополимерные смолы, составляющие основу большинства аддитивных технологий в стоматологии, представляют собой сложные многокомпонентные системы, способные к выделению непрореагировавших

мономеров и продуктов деградации в условиях полости рта [15], [16]. Длительный контакт таких материалов со слизистой оболочкой, слюной и тканями пародонта требует подтверждения их соответствия международным стандартам биосовместимости, что предполагает проведение комплексных исследований цитотоксичности, сенсибилизирующего потенциала и стабильности физико-механических характеристик во времени.

Методология исследования. Настоящая работа основана на систематическом анализе современной научной литературы, посвященной аддитивным технологиям в стоматологии, с акцентом на биосовместимость применяемых материалов. В обзор включены публикации за период с 1986 по 2019 год, охватывающие основные этапы развития 3D-печати в стоматологической практике. При отборе источников приоритет отдавался оригинальным исследованиям, содержащим данные о физико-механических свойствах 3D-печатных материалов, их точности изготовления и биологической безопасности.

Оценка биосовместимости стоматологических материалов, изготовленных аддитивным способом, проводилась в соответствии с требованиями международных стандартов ISO 10993 «Биологическая оценка медицинских изделий» и ISO 7405 «Стоматологические материалы. Оценка биосовместимости медицинских изделий, применяемых в стоматологии». Указанные нормативные документы устанавливают перечень обязательных тестов для подтверждения безопасности медицинских изделий при контакте с тканями организма, включая исследования цитотоксичности, сенсибилизации, раздражающего действия, системной токсичности и генотоксичности.

Для оценки цитотоксичности фотополимерных смол применялся метод экстракции, при котором образцы материалов выдерживались в культуральной среде (чаще всего α-MEM или DMEM) при температуре 37°C в течение 24-72 часов. Полученные экстракты затем использовались для культивирования клеточных линий фибробластов (L929, MRC-5) или остеобластов (MG-63, SaOS-

2). Жизнеспособность клеток оценивалась колориметрическими методами (MTT, XTT, WST-1) или путем прямого подсчета под микроскопом. Критерием биосовместимости считалась жизнеспособность клеток не менее 70% по сравнению с контролем.

Исследование выделения мономеров осуществлялось методом высокоэффективной жидкостной хроматографии (ВЭЖХ) или газовой хроматографии с масс-спектрометрическим детектированием (ГХ-МС). Образцы материалов помещались в моделирующие среды (дистиллированная вода, искусственная слюна, этанол-водные смеси) и выдерживались при температуре 37°C в течение различных временных интервалов от 1 часа до 30 суток. Количественное определение концентраций метакрилатов (бис-ГМА, ТЭГДМА, УДМА) проводилось с использованием калибровочных кривых, построенных по стандартным образцам.

Оценка старения материалов осуществлялась путем термоциклирования (5-55°C, 5000-10000 циклов) или длительного хранения в жидкости при 37°C. Изменения физико-механических свойств (прочность на изгиб, модуль упругости, микротвердость) фиксировались с помощью универсальных испытательных машин и микротвердомеров. Шероховатость поверхности определялась профилометрическим методом с расчетом параметра Ra (среднее арифметическое отклонение профиля).

Результаты исследования и их обсуждение. Современная классификация аддитивных технологий, разработанная комитетом ASTM F42, выделяет семь основных категорий методов послойного синтеза. В стоматологической практике наибольшее распространение получили четыре из них: стереолитография (SLA), цифровая обработка света (DLP), струйное нанесение материала (MJ) и экструзия материала (ME), также известная как моделирование методом наплавления (FDM). Каждая из этих технологий обладает специфическими особенностями, определяющими точность изготовления, скорость производства и спектр применяемых материалов.

Стереолитография, концепция которой была предложена Чарльзом Халлом в 1986 году, основана на послойной полимеризации жидкой фотополимерной смолы под действием ультрафиолетового лазера. Лазерный луч, управляемый системой гальванометрических зеркал, сканирует поверхность смолы в ванне, отверждая материал в соответствии с цифровым сечением объекта. После завершения каждого слоя платформа построения опускается на величину, равную толщине слоя (обычно 25-150 мкм), и процесс повторяется до завершения изделия. Данная технология обеспечивает высокую точность воспроизведения геометрии (разрешение по осям X и Y может достигать 35-75 мкм) и гладкость поверхности (Ra около 35-40 мкм).

Технология DLP, созданная Ларри Хорнбеком в 1987 году, использует принципиально иной источник излучения. Вместо лазера, сканирующего точку за точкой, применяется цифровой проектор, формирующий изображение всего сечения одновременно посредством матрицы микроскопических зеркал (DMD-чип). Это обеспечивает существенное ускорение процесса построения, особенно при одновременном изготовлении множества объектов. Разрешение DLP-принтеров определяется количеством зеркал в матрице и может достигать 71 мкм на voxel (трехмерный пиксель).

Струйное нанесение материала (PolyJet) предполагает селективное распыление фотополимерных смол через сотни сопел с немедленной полимеризацией ультрафиолетовым излучением. Уникальной особенностью данной технологии является возможность одновременного использования нескольких материалов с различными свойствами, включая создание поддерживающих структур из водорастворимых полимеров. Более того, система позволяет варьировать цвет и механические характеристики в пределах одного объекта, формируя структуры с градиентными свойствами.

Экструзия материала (FDM) базируется на выдавливании термопластичного материала через нагретое сопло с последующим послойным осаждением. Нить из акрилонитрилбутадиенстирола (ABS), поликарбоната,

поликапролактона или полифенилсульфона подается в экструдер, где плавится и наносится на платформу построения. Несмотря на относительно низкую точность (типичная толщина слоя 178-356 мкм) и шероховатость поверхности, метод FDM находит применение для изготовления моделей, хирургических шаблонов и временных конструкций, не требующих высокой эстетической отделки.

Точность изготовления стоматологических изделий, полученных аддитивным способом, представляет собой интегральный показатель, зависящий от множества факторов: выбранной технологии, конкретной модели принтера, параметров экспозиции, свойств материала и протокола постобработки. Исследования, проведенные Patzelt и соавторами в 2014 году, продемонстрировали, что SLA-модели, изготовленные на основе данных внутриротового сканирования, характеризуются правильностью в диапазоне 38–332 мкм в зависимости от применяемого сканера. При этом точность 3D-печатных моделей превосходила точность фрезерованных аналогов.

Hazeveld и коллеги в 2014 году сравнили точность стоматологических моделей, изготовленных тремя различными аддитивными технологиями: DLP, струйным нанесением материала (MJ) и полимерным порошковым методом (PBP). Систематические отклонения для высоты клинических коронок составили 40, -20 и 40 мкм соответственно, а для ширины зубов -50, 80 и -50 мкм. Авторы пришли к выводу, что, хотя данные модели вполне пригодны для ортодонтических целей, их точность может оказаться недостаточной для ортопедических конструкций, требующих прецизионного прилегания.

Механические свойства 3D-печатных полимеров существенно зависят от ориентации слоев относительно направления нагрузки. Alharbi и соавторы исследовали влияние направления печати на прочность гибридных композитных смол и установили, что образцы, напечатанные вертикально (слои ориентированы перпендикулярно направлению нагрузки), демонстрируют значительно более высокую прочность на сжатие по сравнению с горизонтально

напечатанными образцами. Данный феномен объясняется анизотропией материала: межслойные связи представляют собой зону потенциальной слабости, где возможно расслоение при механической нагрузке.

Brain и коллеги оценили производственные допуски четырех полимерных 3D-принтеров (Formiga P110, Projet MP 3510, Objet 30 и Objet Eden) и обнаружили разброс точности от -61 до +92 мкм в зависимости от технологии и геометрии объекта. Ide и соавторы показали, что, несмотря на общую приемлемую точность воспроизведения размеров (менее 1 мм по всем осям), 3D-принтеры не способны точно воспроизводить острые углы (менее 30°), что необходимо учитывать при проектировании конструкций с выраженными ретенционными элементами (таблица 1).

Таблица 1 - Сравнительная характеристика основных аддитивных технологий для стоматологических применений

Технология	Источник излучения	Мин. толщина слоя (мкм)	Разрешение (X, Y)	Типичная шероховатость Ra (мкм)	Преимущества	Ограничения
SLA	UV-лазер (405 нм)	25-150	35-75 мкм	35-40	Высокая точность, гладкая поверхность	Необходимость поддержек, длительное время печати
DLP	UV-LED проектор	25-150	29-71 мкм	30-50	Высокая скорость, одновременная печать множества объектов	Ограниченный объем построения
PolyJet	UV-лампа (200-400 нм)	16-30	600-1600 DPI	20-30	Мультиматериальность, цветовая печать	Высокая стоимость материалов
FDM	Термический нагрев	178-356	Зависит от диаметра сопла	100-200	Низкая стоимость, простота использования	Низкая точность, выраженная слоистость

Источник: разработано автором.

Вопросы биологической безопасности 3D-печатных стоматологических материалов занимают центральное место в дискуссиях о целесообразности их клинического применения. Фотополимерные смолы, используемые в

технологиях SLA, DLP и струйной печати, представляют собой многокомпонентные системы, включающие олигомеры (бис-ГМА, УДМА, эпоксидные акрилаты), реакционноспособные разбавители (ТЭГДМА, HEMA), фотоинициаторы (камфорхинон, фосфиноксиды) и различные добавки (ингибиторы, красители, наполнители). Неполная конверсия мономеров в процессе полимеризации создает риск выделения токсичных соединений в окружающие ткани.

Исследования экстрактов 3D-печатных материалов демонстрируют вариабельную цитотоксичность, зависящую от степени конверсии, условий постобработки и состава смолы. van Noort в своем обзоре 2012 года подчеркивает, что материалы для аддитивного производства изначально разрабатывались для аэрокосмической и автомобильной промышленности, а не для медицинских применений, что обуславливает необходимость тщательной валидации их биосовместимости. Современные стоматологические фотополимеры, сертифицированные по ISO 10993 и ISO 7405, проходят обязательные тесты на цитотоксичность, сенсибилизацию и раздражающее действие.

Процесс постобработки играет критическую роль в обеспечении биосовместимости 3D-печатных изделий. Сразу после печати объекты содержат на поверхности значительное количество непрореагировавшей смолы, которая должна быть удалена промывкой в изопропиловом спирте или специализированных очистителях. Последующая постполимеризация в УФ-камерах (обычно при длине волны 405 нм в течение 10-60 минут) обеспечивает дополнительную конверсию остаточных мономеров, снижая их концентрацию до безопасного уровня. Нарушение рекомендованных производителем протоколов постобработки может привести к сохранению высокой цитотоксичности материала.

Revilla-León и Özcan в систематическом обзоре 2019 года отмечают, что не все принтеры, работающие по одной технологии, имеют одинаковую

разрешающую способность, и не все материалы совместимы со всеми принтерами. Каждый фотополимер имеет специфический диапазон длин волн активации, требуемую мощность излучения и время экспозиции. Использование материалов сторонних производителей без тщательной валидации параметров печати может привести не только к ухудшению точности, но и к непредсказуемым изменениям биологических свойств (таблица 2).

Таблица 2 - Материалы для аддитивного производства, сертифицированные для стоматологических применений

Производитель	Название материала	Назначение	Длина волны (нм)	Класс биобезопасности
3D Systems	VisiJet M3 StonePlast	Модели	405	USP Class IV
3D Systems	VisiJet SL Clear	Прозрачные модели	405	USP Class VI
BEGO	VarseoWax SG	Хирургические шаблоны	405	Класс IIa
Detax	Freeprint splint	Капы, шаблоны	405/378-388	Класс IIa
Formlabs	Dental SG	Хирургические шаблоны	405	Класс IIa
Nexdent	C&B	Коронки, мосты	315-550	Класс IIa
Stratasys	Clear-Bio (MED610)	Биосовместимые модели	200-400	Класс VI

Источник: разработано автором.

Хирургические шаблоны, направляющие для имплантации и другие изделия, контактирующие с операционным полем, подлежат обязательной стерилизации перед клиническим использованием. Традиционные методы стерилизации (автоклавирование, сухожаровая стерилизация, химическая стерилизация, гамма-облучение) могут оказывать существенное влияние на физико-механические и биологические свойства 3D-печатных полимеров. Выбор метода стерилизации должен основываться на рекомендациях производителя материала и результатах валидационных исследований.

Автоклавирование (насыщенный пар под давлением при 121-134°C) представляет собой наиболее надежный метод стерилизации, однако неприменим для большинства фотополимерных смол из-за их низкой термостабильности. Стеклование и размягчение полимеров при температурах

выше 60-80°C может привести к необратимой деформации изделий. Исключение составляют специализированные высокотемпературные смолы, способные выдерживать кратковременное воздействие пара, однако их применение в стоматологии ограничено.

Химическая стерилизация растворами глутаральдегида, перекиси водорода или надуксусной кислоты представляет собой альтернативу термическим методам. Данный подход требует тщательной оценки совместимости химических агентов с материалом, так как возможно набухание полимера, вымывание компонентов или изменение поверхностных свойств. После химической стерилизации изделия должны быть тщательно промыты стерильной водой для удаления остатков дезинфектанта, способного вызвать раздражение тканей.

Стерилизация газообразным оксидом этилена (EtO) обеспечивает проникновение в сложные геометрические структуры и не вызывает термической деградации материала. Однако данный метод требует длительного цикла (12-24 часа) и последующей дегазации для удаления токсичных остатков оксида этилена. Гамма-облучение и электронно-лучевая стерилизация, хотя и обеспечивают высокую степень стерильности, могут вызывать радиолиз полимеров с образованием свободных радикалов и изменением механических свойств.

Клиническая эффективность 3D-печатных стоматологических конструкций зависит не только от их первоначальных характеристик, но и от способности сохранять свойства в условиях длительной эксплуатации. Полость рта представляет собой агрессивную среду с постоянной влажностью, колебаниями температуры (5-60°C), механическими нагрузками при жевании (до 700 Н), воздействием ферментов слюны и продуктов метаболизма микрофлоры. Материалы должны демонстрировать устойчивость к гидролизу, окислению, усталостному разрушению и износу.

Гидролитическая деградация фотополимеров обусловлена присутствием в

их составе сложноэфирных связей, подверженных расщеплению под действием воды. Поглощение влаги приводит к набуханию материала, снижению модуля упругости, появлению внутренних напряжений и возможному растрескиванию. Исследования показывают, что количество поглощаемой воды зависит от химического состава смолы, степени конверсии, наличия гидрофильных компонентов (HEMA, ТЭГДМА) и толщины изделия.

Термоциклирование, имитирующее температурные колебания при приеме пищи, вызывает циклические напряжения вследствие различия коэффициентов теплового расширения компонентов материала. Это может приводить к образованию микротрещин, расслоению и снижению прочности. Стандартные протоколы старения предполагают 5000-10000 циклов (что соответствует 6-12 месяцам клинической службы) с выдержкой при 5°C и 55°C в течение 30-60 секунд.

Усталостная прочность 3D-печатных полимеров представляет особую проблему из-за анизотропии структуры. Межслойные границы являются концентраторами напряжений, где инициируется развитие трещин при циклическом нагружении. Исследования демонстрируют, что усталостная долговечность 3D-печатных образцов может быть на 20-40% ниже по сравнению с литыми или фрезерованными аналогами из того же материала. Это необходимо учитывать при проектировании конструкций, подвергающихся значительным функциональным нагрузкам (таблица 3).

Таблица 3 - Влияние методов старения на физико-механические свойства 3D-печатных полимеров

Метод старения	Параметры	Изменение прочности на изгиб	Изменение модуля упругости	Изменение микро-твердости	Механизм деградации
Водное старение	37°C, 30 сут	-15-25%	-10-20%	-5-15%	Гидролиз, набухание
Термоциклирование	5-55°C, 10000 циклов	-20-35%	-15-25%	-10-20%	Термические напряжения
УФ-облучение	340 нм, 500 ч	-10-20%	+5-15%	+10-25%	Фотоокисление, сшивание

Механическая усталость	10^6 циклов, 50% от предела	Разрушение при $N < 10^6$	-	-	Развитие трещин

Источник: разработано автором.

Одним из первых и наиболее распространенных применений аддитивных технологий в стоматологии стало изготовление хирургических шаблонов для направленной имплантации. Данные конструкции обеспечивают точную передачу виртуального плана операции в клинические условия, позволяя позиционировать имплантаты в соответствии с предварительно разработанной трехмерной моделью. Точность посадки шаблона на опорные поверхности (зубы, слизистую оболочку или кость) критически важна для достижения планируемого результата.

Исследования точности 3D-печатных хирургических шаблонов демонстрируют отклонения в диапазоне 0,2-2,0 мм в области входа имплантата и 0,5-4,0 мм в апикальной части, с угловыми отклонениями 1-7°. Данные значения считаются клинически приемлемыми при условии адекватного дизайна шаблона и наличия стабильной опоры. Материалы для хирургических шаблонов должны обладать прозрачностью для визуального контроля, достаточной жесткостью для предотвращения деформации при сверлении и биосовместимостью для контакта с тканями.

Технологии селективного лазерного плавления (SLM) и селективной электронно-лучевой плавки (SEBM) позволяют изготавливать металлические конструкции из титана, кобальт-хромовых сплавов и драгоценных металлов непосредственно по цифровой модели. Данный подход открывает возможности для создания индивидуальных абатментов сложной геометрии, каркасов съемных протезов с оптимизированной структурой и персонализированных имплантатов с пористой поверхностью для улучшения остеоинтеграции.

van Noort отмечает, что SEBM-технология обеспечивает создание высокопористых структур с механическими свойствами, приближенными к костной ткани (модуль упругости 1-30 ГПа против 110 ГПа для плотного титана).

Это позволяет уменьшить эффект экранирования нагрузки и способствует долговременной стабильности имплантата. Точность SEBM составляет 0,3-0,4 мм, а шероховатость поверхности Ra около 25 мкм, что приемлемо для крупных имплантатов, но недостаточно для прецизионных наддесневых конструкций.

3D-печать временных коронок и мостовидных протезов представляет собой альтернативу традиционному изготовлению из акриловых пластмасс или фрезерованию из полимерных заготовок. Фотополимерные материалы для временных реставраций должны обладать эстетическими характеристиками, достаточной прочностью для функционирования в течение 6-24 месяцев, устойчивостью к окрашиванию и возможностью легкой коррекции. Современные материалы класса IIa (по классификации медицинских изделий) сертифицированы для длительного контакта с полостью рта.

Сравнительные исследования показывают, что 3D-печатные временные реставрации имеют сопоставимую или более высокую точность краевого прилегания, чем фрезерованные реставрации (99–126 мкм против 111–163 мкм) и реставрации, изготовленные методом компрессионного формования. Преимуществом аддитивного производства является возможность одновременного изготовления множества единиц (до 50 коронок за один цикл печати), что существенно повышает производительность зуботехнической лаборатории.

Цифровое изготовление полных съемных протезов включает два основных подхода: фрезерование базиса и зубов из полимерных заготовок или аддитивное производство отдельных компонентов. Maeda и коллеги в 1994 году представили первый научный отчет о CAD/CAM-изготовлении полного съемного протеза с использованием SLA-печати. Современные системы позволяют печатать базисы протезов из специализированных розовых смол, а также изготавливать индивидуальные ложки для снятия оттисков с контролируемой толщиной слоя оттискного материала.

Inokoshi и соавторы сравнивали примерку зубов для полных съемных

протезов, изготовленных традиционным способом и методом PolyJet-печати. По оценке пациентов, обе техники не различались по эстетике, предсказуемости формы, стабильности и комфорту. Однако по оценке врачей, время приема, стабильность примерки и общая удовлетворенность были значительно выше при использовании аддитивных технологий. Это свидетельствует о клинической целесообразности внедрения 3D-печати в протоколы протезирования беззубых челюстей (таблица 4).

Таблица 4 - Клинические применения 3D-печатных материалов в стоматологии

Применение	Технология	Материал	Требования к точности	Биосовместимость	Клинический статус
Диагностические модели	SLA/DLP	Модельные смолы	±100 мкм	Контакт со слизисткой кратковременный	Широко применяется
Хирургические шаблоны	SLA/DLP	Биосовместимые смолы	±50 мкм	Класс IIa, стерилизация	Широко применяется
Временные реставрации	SLA/DLP	Провизорные смолы	±30 мкм	Класс IIa, до 24 мес	Применяется
Литые модели	SLA/DLP	Выжигаемые смолы	±25 мкм	Не требуется	Широко применяется
Индивидуальные ложки	SLA/DLP	Смолы для ложек	±100 мкм	Контакт со слизистой	Применяется
Ортодонтические капы	SLA/DLP	Прозрачные смолы	±50 мкм	Класс IIa, длительный контакт	Применяется
Каркасы ЧСП	SLM/SEBM	CoCr, Ti	±30 мкм	Класс III, имплантация	Ограниченно
Полные протезы	SLA/DLP	Базисные смолы	±100 мкм	Класс IIa, длительный контакт	Исследования

Источник: разработано автором.

Сопоставление аддитивных и субтрактивных методов производства стоматологических изделий выявляет принципиальные различия в экономике процесса, возможностях дизайна и характеристиках конечного продукта. Фрезерование с ЧПУ, доминирующее в современной цифровой стоматологии, предполагает механическое удаление материала из цельной заготовки режущим инструментом под управлением компьютерной программы. Данный метод обеспечивает высокую точность (до 10-20 мкм), превосходное качество поверхности и возможность использования материалов с уже известными и

стабильными свойствами (керамика, металлы, полимерные блоки).

Однако субтрактивный подход характеризуется существенными ограничениями. Коэффициент использования материала редко превышает 30-50%, остальной объем переходит в стружку и пыль. Изделия сложной геометрии с поднутрениями, внутренними полостями или тонкими стенками либо невозможно изготовить этим методом, либо их изготовление требует многоосевой обработки, что многократно увеличивает время и стоимость. Одновременное изготовление множества изделий затруднено, так как каждая заготовка обрабатывается индивидуально.

Аддитивные технологии лишены указанных недостатков: материал расходуется исключительно на создание объекта (плюс поддерживающие структуры, которые могут составлять 10-30% от объема), сложные формы воспроизводятся без дополнительных затрат времени, множество объектов изготавливаются параллельно в пределах камеры построения. Однако точность 3D-печати (25-100 мкм для полимеров, 300-400 мкм для металлов) уступает прецизионному фрезерованию, а свойства напечатанных материалов могут отличаться от литых или спеченных аналогов из-за анизотропии и неполной конверсии.

van Noort подчеркивает, что переход от закрытых CAD/CAM-систем (таких как CEREC) к открытым платформам создает предпосылки для интеграции разнообразных производственных технологий в единый цифровой рабочий процесс. Клиника или лаборатория может выбирать оптимальный метод изготовления для каждой конкретной задачи: фрезерование для окончательных керамических реставраций, 3D-печать для моделей, шаблонов и временных конструкций, литье по выплавляемым моделям для металлических каркасов. Такая гибкость обеспечивает баланс между качеством, скоростью и стоимостью.

Несмотря на очевидные преимущества аддитивных технологий, их широкое внедрение в стоматологическую практику сталкивается с рядом препятствий. Быстрое моральное устаревание оборудования требует постоянных

капиталовложений, что может быть экономически обременительным для небольших лабораторий и клиник. Необходимость освоения новых компетенций (3D-моделирование, слайсинг, постобработка) создает дополнительную нагрузку на персонал и требует времени для формирования устойчивых навыков. Консерватизм части профессионального сообщества и приверженность традиционным методам также замедляют переход к цифровым протоколам.

С точки зрения материаловедения основная задача заключается в разработке фотополимерных смол, сочетающих высокую биосовместимость, хорошие механические свойства и долговременную стабильность. Существующие материалы представляют собой компромисс между различными требованиями: повышение прочности часто сопровождается увеличением хрупкости, улучшение эстетических характеристик может снижать точность полимеризации, биосовместимость ограничивает выбор компонентов. Необходимы фундаментальные исследования взаимосвязи химического состава, структуры полимерной сети и биологического ответа тканей.

Валидация долгосрочной клинической эффективности 3D-печатных стоматологических изделий требует проведения масштабных рандомизированных контролируемых исследований с периодом наблюдения 5-10 лет. Большинство опубликованных работ представляют собой лабораторные тесты или краткосрочные клинические наблюдения, не позволяющие сделать однозначные выводы о выживаемости реставраций, частоте осложнений и влиянии на окружающие ткани. Формирование доказательной базы высокого уровня станет решающим фактором для принятия технологий страховыми компаниями и регуляторными органами.

Перспективным направлением представляется разработка многофункциональных материалов, сочетающих структурные функции с терапевтическими возможностями. Введение в состав смол антибактериальных агентов (наночастицы серебра, четвертичные аммониевые соединения), реминерализующих компонентов (кальций-фосфатные наполнители) или

факторов роста может превратить пассивные протезные конструкции в активные элементы, способствующие здоровью полости рта. Биопечать живых тканей и органов, хотя и находится на ранней стадии развития, открывает принципиально новые горизонты регенеративной стоматологии.

Аддитивные технологии занимают все более значимое место в арсенале современной стоматологии, предлагая альтернативные пути изготовления широкого спектра изделий: от диагностических моделей до сложных имплантатов. Стереолитография, цифровая обработка света, струйное нанесение и экструзия материала обеспечивают гибкость производственного процесса, возможность создания объектов сложной геометрии и рациональное использование ресурсов. Однако биосовместимость 3D-печатных материалов остается предметом пристального внимания исследователей и клиницистов.

Фотополимерные смолы, широко используемые в стоматологической 3D-печати, требуют тщательной валидации в соответствии с международными стандартами ISO 10993 и ISO 7405. Неполная конверсия мономеров, выделение потенциально токсичных компонентов, а также влияние стерилизации и старения на свойства материалов должны учитываться при разработке протоколов клинического применения. Строгое соблюдение рекомендаций производителей по постобработке (очистка, постполимеризация) представляет собой необходимое условие обеспечения биологической безопасности.

Физико-механические характеристики 3D-печатных изделий демонстрируют зависимость от параметров печати, ориентации слоев и условий эксплуатации. Анизотропия свойств, снижение усталостной прочности, гидролитическая деградация требуют учета при проектировании конструкций, подвергающихся функциональным нагрузкам. Точность аддитивного производства (25-100 мкм для полимеров) достаточна для большинства стоматологических применений, но может уступать прецизионному фрезерованию в случаях, требующих исключительной точности прилегания.

Клинические применения 3D-печати охватывают хирургические шаблоны,

временные реставрации, модели, индивидуальные ложки, ортодонтические аппараты и каркасы съемных протезов. Для каждой задачи существуют специализированные материалы с оптимизированным балансом свойств. Сравнение с субтрактивными технологиями выявляет взаимодополняющий характер методов: аддитивное производство эффективно для прототипирования, малых серий и сложных геометрий, фрезерование — для окончательных реставраций из высокопрочных материалов.

Дальнейшее развитие аддитивных технологий в стоматологии связано с совершенствованием материалов, повышением скорости и точности оборудования, интеграцией в комплексные цифровые рабочие процессы. Формирование доказательной базы долгосрочной клинической эффективности, стандартизация протоколов контроля качества и обучение специалистов станут определяющими факторами успешной трансформации стоматологической помощи в эпоху цифровой медицины (таблица 5, рисунок 1-5).

Таблица 5 - Сводная оценка биосовместимости и клинической применимости 3D-печатных материалов

Категория материала	Цитотоксичность (жизне-способность клеток, %)	Выделение мономеров (мкг/мл)	Влияние стерилизации	Рекомендуемое применение	Ограничения
Модельные смолы	70-95%	0,1-5,0	Деформация при автоклавировании	Диагностические модели, планирование	Только кратковременный контакт
Хирургические шаблоны	80-100%	<0,5	Химическая/газовая стерилизация допустима	Направленная имплантация	Одноразовое использование
Провизорные смолы	75-95%	0,5-10,0	Не подлежат стерилизации	Временные реставрации до 24 мес	Ограниченная прочность
Базисные смолы	70-90%	1,0-15,0	Не подлежат стерилизации	Съемные протезы	Требуют постполимеризации
Ортодонтические смолы	80-100%	<1,0	Не подлежат стерилизации	Капы, ретейнеры	Длительный контакт требует контроля
Металлы (SLM/SEBM)	90-100%	Не выделяют	Автоклавирование допустимо	Каркасы, имплантаты	Шероховатость поверхности

Источник: разработано автором.

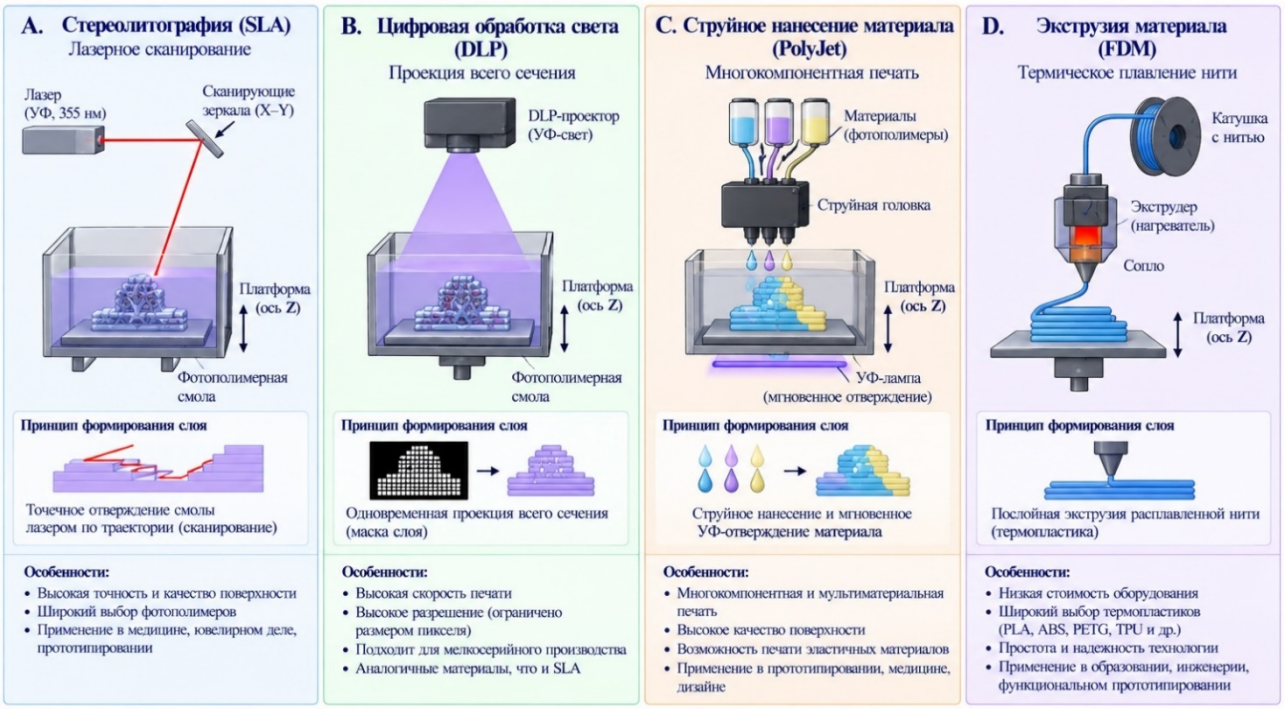


Рисунок 1 - Схематическое представление основных аддитивных технологий (источник: составлено автором на основе [2], [9])

Примечание: A - стереолитография (SLA) с лазерным сканированием; B - цифровая обработка света (DLP) с проекцией всего сечения; C - струйное нанесение материала (PolyJet) с многокомпонентной печатью; D - экструзия материала (FDM) с термическим плавлением нити

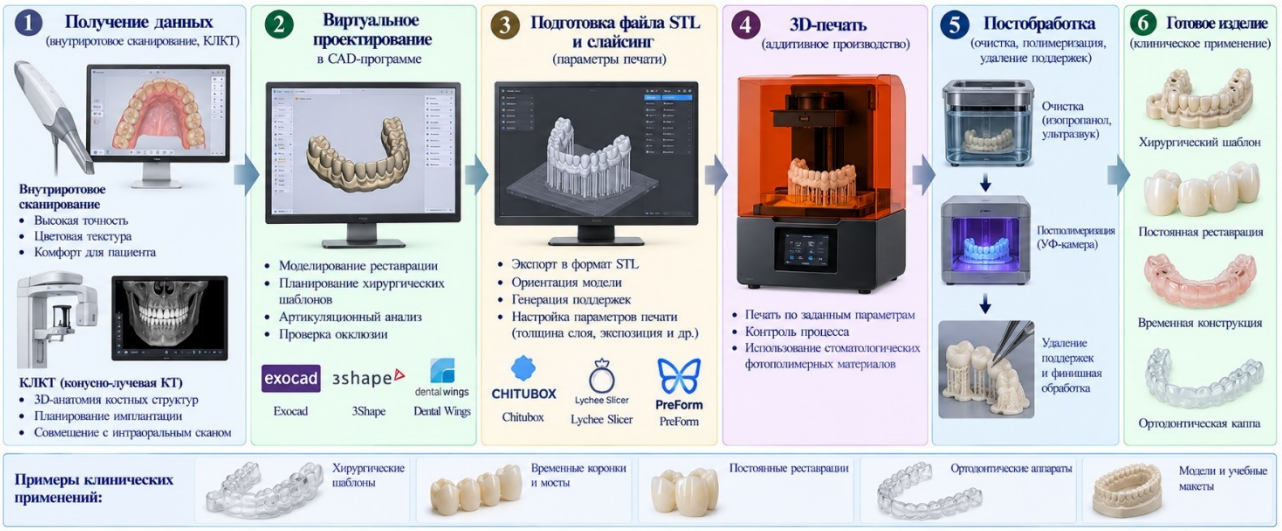


Рисунок 2 - Цифровой рабочий процесс аддитивного производства в стоматологии (источник: разработано автором)

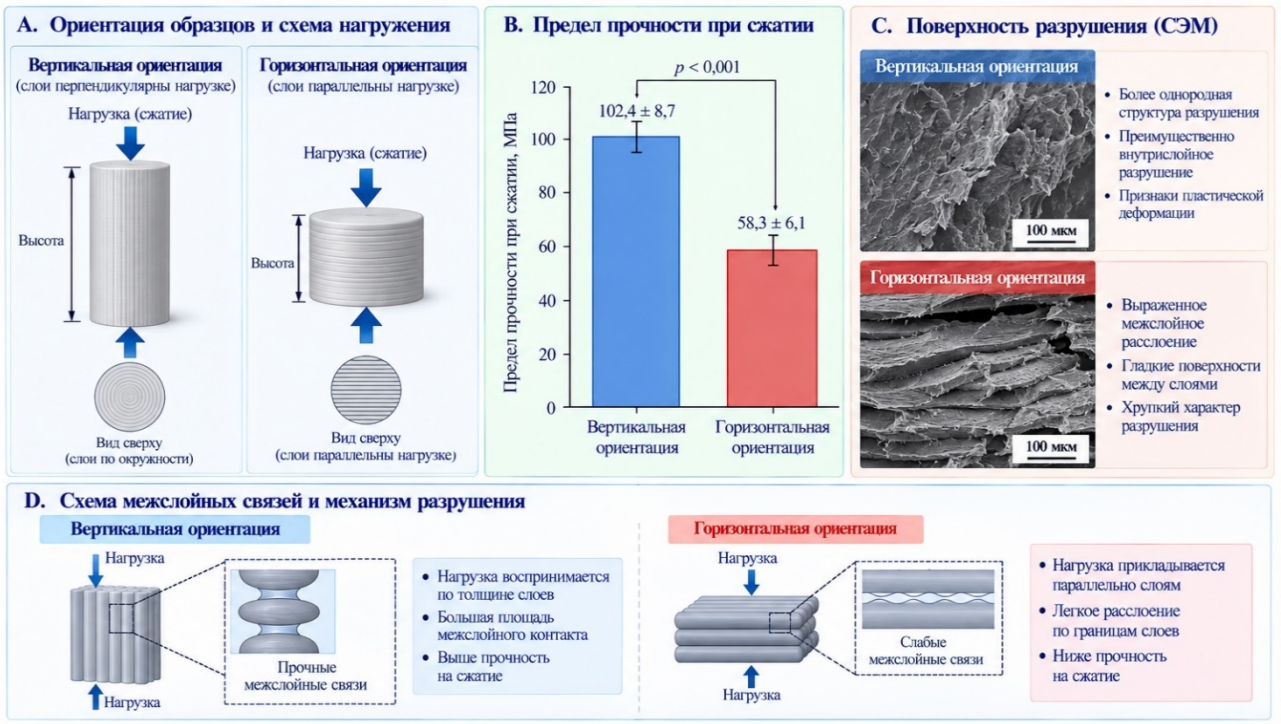


Рисунок 3 - Влияние направления печати на механические свойства (источник: разработано автором)



Рисунок 4 - Механизмы деградации 3D-печатных полимеров в условиях полости рта (источник: разработано автором)



Рисунок 5 - Сравнительная точность различных методов изготовления стоматологических изделий (источник: разработано автором)

Выводы. По результатам анализа физико-химических и биологических свойств полимеров, получаемых методом послойного синтеза, можно отметить существенное противоречие между технологическими возможностями 3D-печати и требованиями к биологической безопасности материалов. Инженеры добились впечатляющей точности воспроизведения сложных геометрических форм, однако химическая индустрия до сих пор поставляет на стоматологический рынок фотополимерные смолы, изначально разработанные для аэрокосмической и автомобильной сфер. Как отмечает Р. ван Норт, одной из задач стоматологического материаловедения является адаптация существующих производственных процессов к требованиям биологической безопасности при применении материалов в полости рта. Пока исследователи не создадут специализированные олигомеры, гарантирующие полную конверсию без выделения токсичных фракций, говорить о тотальном замещении классических фрезерованных блоков напечатанными аналогами преждевременно.

Клиническая реальность также вносит свои коррективы в ожидания от цифрового рабочего процесса. М. Ревилья-Леон и М. Озджан убедительно

демонстрируют, что итоговая размерная стабильность реставрации зависит не только от оптического разрешения конкретного принтера. Критическим узлом остается этап постобработки. Неполное удаление несвязанного мономера при промывке или нарушение температурного режима в ультрафиолетовой камере неизбежно ведет к снижению биосовместимости и искажению линейных размеров. При этом погрешности могут накапливаться на последовательных этапах цифрового рабочего процесса. Поэтому стандартизация протоколов финишной обработки является обязательным условием безопасного клинического применения.

Экономический и организационный аспекты внедрения трехмерной печати формируют еще один барьер на пути ее массового распространения. Оборудование и специализированные расходные материалы требуют существенных капиталовложений, которые быстро обесцениваются из-за стремительного морального устаревания новинок. Зуботехническим лабораториям приходится постоянно балансировать между необходимостью обновления парка устройств и рентабельностью ежедневных заказов. Кроме того, переход на открытые цифровые платформы требует от персонала освоения смежных компетенций. Специалистам, привыкшим к ручному моделированию, необходимо осваивать слайсинг и настройку поддержек, что увеличивает период адаптации персонала.

Несмотря на указанные ограничения, развитие аддитивных методов продолжается и связано с расширением их функциональных возможностей. В ближайшем будущем ожидается переход от печати инертных полимерных каркасов к созданию многофункциональных структур. Струйные системы, позволяющие одновременно наносить материалы с заданным градиентом механических свойств, позволяют изготавливать индивидуальные базисы протезов с интегрированными зонами различной жесткости. Еще более радикальные сдвиги наблюдаются в области тканевой инженерии. Экструзионные биоплоттеры, работающие с гидрогелями и клеточными

суспензиями, постепенно выходят из стен фундаментальных лабораторий, обещая в перспективе решить проблему дефицита аутологичных тканей при реконструктивных операциях в челюстно-лицевой области.

Резюмируя вышесказанное, можно констатировать, что интеграция методов послойного синтеза в рутинную стоматологическую практику перешла из фазы первоначального энтузиазма в стадию прагматичного осмысления. Успех этого перехода зависит от тесного взаимодействия трех сторон: разработчиков оборудования, химиков-полимерщиков и клиницистов. Только совместными усилиями можно преодолеть разрыв между технологическими возможностями принтеров и биологической безопасностью конечных изделий. Пока такое междисциплинарное взаимодействие не будет отлажено, аддитивное производство будет сохранять преимущественно вспомогательную роль в современной ортопедической и хирургической стоматологии.

Список литературы

1. Prakash J., Shenoy M., Alhasmi A., Al Saleh A.A., Shivakumar G.C., Shivakumar S. Biocompatibility of 3D-Printed Dental Resins: A Systematic Review // Cureus. 2024. Vol. 16, No. 1. Art. e51721. DOI: 10.7759/cureus.51721.
2. Хворостина М.А., Мокроусова В.О., Алгебраистова П.Ю., Недорубова И.А., Кузнецова В.С., Кулаков А.А. Исследование свойств трехмерных матриц, изготовленных методом антисольвентной 3D-печати, для восстановления обширных костных дефектов в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии // Стоматология. 2023. Т. 102, № 5. С. 14–18. DOI: 10.17116/stomat202310205114.
3. Folwaczny M., Ahantab R., Kessler A., Ern C., Frasheri I. Cytotoxicity of 3D Printed Resin Materials for Temporary Restorations on Human Periodontal Ligament (PDL-hTERT) Cells // Dental Materials. 2023. Vol. 39, No. 5. P. 529–537. DOI: 10.1016/j.dental.2023.04.003.
4. Лосев Ф.Ф., Брайловская Т.В., Русанов Ф.С., Поюровская И.Я., Шарганов А.-Л.Ф. Влияние стерилизации автоклавированием на физико-механические свойства образцов из фотополимерных материалов // Стоматология. 2026. Т. 105,

№ 3. С. 5–9. DOI: 10.17116/stomat20261050315.

5. Luo K., Liu Q., Alhotan A., Dai J., Li A., Xu S., Li P. Effect of Post-Curing Conditions on Surface Characteristics, Physico-Mechanical Properties, and Cytotoxicity of a 3D-Printed Denture Base Polymer // Dental Materials. 2024. Vol. 40, No. 3. P. 500–507. DOI: 10.1016/j.dental.2023.12.017.

6. Шнайдер С.Д., Нуриева Н.С., Юрасов А.Д. Оценка параметров водопоглощения и водорастворимости материалов 3M Protemp 4 и HARZ Labs Dental Sand // Российская стоматология. 2026. Т. 19, № 1. С. 73–80. DOI: 10.17116/rosstomat20261901173.

7. Iodice G., et al. Effect of Post-Printing Curing Time on Cytotoxicity of Direct Printed Aligners: A Pilot Study // Orthodontics & Craniofacial Research. 2024. DOI: 10.1111/ocr.12819.

8. Rus F., Neculau C., Imre M., Duica F., Popa A., Moisa R.M., Voicu-Balasea B., Radulescu R., Ripszky A., Ene R., Pituru S. Polymeric Materials Used in 3DP in Dentistry—Biocompatibility Testing Challenges // Polymers. 2024. Vol. 16, No. 24. Art. 3550. DOI: 10.3390/polym16243550.

9. Дьяконенко Е.Е., Парунов В.А., Сахабиева Д.А., Лебеденко И.Ю. Использование аддитивных технологий для изготовления зубных протезов из диоксида циркония. Часть 2 // Стоматология. 2023. Т. 102, № 2. С. 77–82. DOI: 10.17116/stomat202310202177.

10. Weżgowiec J., Małysa A., Szlasa W., et al. Biocompatibility of 3D-Printed vs. Thermoformed and Heat-Cured Intraoral Appliances // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2024. DOI: 10.3389/fbioe.2024.1453888.

11. Han X., Sharma N., Xu Z., Krajewski S., Li P., Spintzyk S., Lv L., Zhou Y., Thieringer F.M., Rupp F. A Balance of Biocompatibility and Antibacterial Capability of 3D Printed PEEK Implants with Natural Totarol Coating // Dental Materials. 2024. Vol. 40, No. 4. P. 674–688. DOI: 10.1016/j.dental.2024.02.011.

12. Cabrol A., Chuy V., Fron-Chabouis H., Naveau A. Effectiveness of Postprocessing on 3D Printed Resin Biocompatibility in Prosthodontics: A Systematic Review //

Journal of Prosthetic Dentistry. 2025. Vol. 134, No. 5. P. 1688–1700. DOI: 10.1016/j.prosdent.2024.08.014.

13. López-García S., Pecci-Lloret M.R., Pecci-Lloret M.P., García-Bernal D., Oñate-Sánchez R.E. Influence of the Post-Processing Protocol on a Biocompatible 3D-Printed Resin // Journal of Prosthodontics. 2024. DOI: 10.1111/jopr.13980.

14. Flottes Y., François P., Smail Y., Foda A., Torrens C., Le-Goff S., Abdel-Gawad S., Attal J.-P., Palomino-Durand C., Dursun E. In Vitro Cytotoxicity, Oxidative Stress, and Inflammatory Responses to 3D Printing Resins in Human Gingival Fibroblasts, Compared with CAD/CAM Zirconia, CAD/CAM Composite Blocks and Direct Resin Composites // Dental Materials. 2026. Vol. 42, No. 5. P. 833–851. DOI: 10.1016/j.dental.2026.01.008.

15. Ferreira N.F., Limírio J.P.J.O., Albergardi A.B.S., de Paula E., Aguayo Paul S.D., Gomes J.M.L. Influence of Degree of Conversion on the Cytotoxicity of 3D-Printed Denture Base Resins: A Scoping Review // Journal of Prosthodontics. 2026. DOI: 10.1111/jopr.70179.

16. Ponto-Wolska M., Raszewski Z. Biological Safety of 3D Printing Materials Based on Acrylic Resins Used in Dentistry: Narrative Review // Materials. 2026. Vol. 19, No. 9. Art. 1905. DOI: 10.3390/ma19091905.

References

1. Prakash J., Shenoy M., Alhasmi A., Al Saleh A.A., Shivakumar G.C., Shivakumar S. Biocompatibility of 3D-Printed Dental Resins: A Systematic Review // Cureus. 2024. Vol. 16, No. 1. Art. e51721. DOI: 10.7759/cureus.51721.

2. Xvorostina M.A., Mokrousova V.O., Algebraistova P.Yu., Nedorubova I.A., Kuzneczova V.S., Kulakov A.A. Issledovanie svojstv trexmerny`x matricz, izgotovlenny`x metodom antisol`ventnoj 3D-pechati, dlya vosstanovleniya obshirny`x kostny`x defektov v stomatologii i chelyustno-licevoj xirurgii // Stomatologiya. 2023. T. 102, № 5. S. 14–18. DOI: 10.17116/stomat202310205114.

3. Folwaczny M., Ahantab R., Kessler A., Ern C., Frasheri I. Cytotoxicity of 3D Printed Resin Materials for Temporary Restorations on Human Periodontal Ligament

(PDL-hTERT) Cells // Dental Materials. 2023. Vol. 39, No. 5. P. 529–537. DOI: 10.1016/j.dental.2023.04.003.

4. Losev F.F., Brajlovskaya T.V., Rusanov F.S., Poyurovskaya I.Ya., Sharganov A.-L.F. Vliyanie sterilizacii avtoklavirovaniem na fiziko-mexanicheskie svojstva obrazczov iz fotopolimerny`x materialov // Stomatologiya. 2026. T. 105, № 3. S. 5–9. DOI: 10.17116/stomat20261050315.

5. Luo K., Liu Q., Alhotan A., Dai J., Li A., Xu S., Li P. Effect of Post-Curing Conditions on Surface Characteristics, Physico-Mechanical Properties, and Cytotoxicity of a 3D-Printed Denture Base Polymer // Dental Materials. 2024. Vol. 40, No. 3. P. 500–507. DOI: 10.1016/j.dental.2023.12.017.

6. Shnajder S.D., Nurieva N.S., Yurasov A.D. Ocenka parametrov vodopogloshheniya i vodorastvorimosti materialov 3M Protemp 4 i HARZ Labs Dental Sand // Rossijskaya stomatologiya. 2026. T. 19, № 1. S. 73–80. DOI: 10.17116/rosstomat20261901173.

7. Iodice G., et al. Effect of Post-Printing Curing Time on Cytotoxicity of Direct Printed Aligners: A Pilot Study // Orthodontics & Craniofacial Research. 2024. DOI: 10.1111/ocr.12819.

8. Rus F., Neculau C., Imre M., Duica F., Popa A., Moisa R.M., Voicu-Balasea B., Radulescu R., Ripszky A., Ene R., Pituru S. Polymeric Materials Used in 3DP in Dentistry—Biocompatibility Testing Challenges // Polymers. 2024. Vol. 16, No. 24. Art. 3550. DOI: 10.3390/polym16243550.

9. D`yakonenko E.E., Parunov V.A., Saxabieva D.A., Lebedenko I.Yu. Ispol`zovanie additivny`x texnologij dlya izgotovleniya zubny`x protezov iz dioksida cirkoniya. Chast` 2 // Stomatologiya. 2023. T. 102, № 2. S. 77–82. DOI: 10.17116/stomat202310202177.

10. Weżgowiec J., Małysa A., Szlasa W., et al. Biocompatibility of 3D-Printed vs. Thermoformed and Heat-Cured Intraoral Appliances // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2024. DOI: 10.3389/fbioe.2024.1453888.

11. Han X., Sharma N., Xu Z., Krajewski S., Li P., Spintzyk S., Lv L., Zhou Y.,

Thieringer F.M., Rupp F. A Balance of Biocompatibility and Antibacterial Capability of 3D Printed PEEK Implants with Natural Totarol Coating // Dental Materials. 2024. Vol. 40, No. 4. P. 674–688. DOI: 10.1016/j.dental.2024.02.011.

12. Cabrol A., Chuy V., Fron-Chabouis H., Naveau A. Effectiveness of Postprocessing on 3D Printed Resin Biocompatibility in Prosthodontics: A Systematic Review // Journal of Prosthetic Dentistry. 2025. Vol. 134, No. 5. P. 1688–1700. DOI: 10.1016/j.prosdent.2024.08.014.

13. López-García S., Pecci-Lloret M.R., Pecci-Lloret M.P., García-Bernal D., Oñate-Sánchez R.E. Influence of the Post-Processing Protocol on a Biocompatible 3D-Printed Resin // Journal of Prosthodontics. 2024. DOI: 10.1111/jopr.13980.

14. Flottes Y., François P., Smail Y., Foda A., Torrens C., Le-Goff S., Abdel-Gawad S., Attal J.-P., Palomino-Durand C., Dursun E. In Vitro Cytotoxicity, Oxidative Stress, and Inflammatory Responses to 3D Printing Resins in Human Gingival Fibroblasts, Compared with CAD/CAM Zirconia, CAD/CAM Composite Blocks and Direct Resin Composites // Dental Materials. 2026. Vol. 42, No. 5. P. 833–851. DOI: 10.1016/j.dental.2026.01.008.

15. Ferreira N.F., Limírio J.P.J.O., Albergardi A.B.S., de Paula E., Aguayo Paul S.D., Gomes J.M.L. Influence of Degree of Conversion on the Cytotoxicity of 3D-Printed Denture Base Resins: A Scoping Review // Journal of Prosthodontics. 2026. DOI: 10.1111/jopr.70179.

16. Ponto-Wolska M., Raszewski Z. Biological Safety of 3D Printing Materials Based on Acrylic Resins Used in Dentistry: Narrative Review // Materials. 2026. Vol. 19, No. 9. Art. 1905. DOI: 10.3390/ma19091905.

Статья поступила в редакцию 23.07.2026; одобрена после рецензирования 09.09.2026; принята к публикации 23.10.2026.

The article was submitted 23.07.2026; approved after reviewing 09.09.2026; accepted for publication 23.10.2026.