

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ  
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«ВОРОНЕЖСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ  
УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Н. БУРДЕНКО»  
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

**Гончаров Николай Александрович**

**КЛИНИКО-ЛАБОРАТОРНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ НОВОГО  
КОМПОЗИЦИОННОГО МАТЕРИАЛА ДЛЯ  
ВРЕМЕННОГО ПРОТЕЗИРОВАНИЯ**

Специальность 14.01.14 - стоматология

**Диссертация**

на соискание учёной степени  
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:  
Лещева Елена Александровна,  
доктор медицинских наук,  
профессор

Воронеж – 2019

## Оглавление

Введение.....	4
Глава 1. Обзор литературы.....	11
1.1 Дефекты твёрдых тканей зубов: современное значение проблемы .....	11
1.2 Применение временных несъёмных конструкций в современной ортопедической стоматологии: необходимый подход к лечению дефектов твёрдых тканей зубов.....	13
1.3 Материалы для временных несъёмных конструкций: эволюция, проблемы, современные полимеры и композиционные материалы.....	15
1.4 Неразрешенные аспекты применения несъёмных временных конструкций для лечения дефектов твёрдых тканей зубов и выбор полимерных композиционных материалов.....	27
Глава 2. Материалы и методы исследования.....	31
2.1 Общая характеристика проведенного исследования .....	31
2.1.1 Организация и дизайн исследования .....	31
2.1.2 Материалы исследования.....	40
2.1.3 Методы исследования .....	45
2.2 Методы инструментальной оценки физико-механических показателей исследуемых стоматологических материалов.....	46
2.3 Экспериментальная методика оценки адгезии микроорганизмов кариесогенной и пародонтопатогенной группы к исследуемым стоматологическим материалам .....	50
2.4 Методы оценки клинически-ориентированных показателей исследуемых стоматологических материалов.....	54
2.4.1 Папиллярно-маргинально-альвеолярный индекс гингивита.....	54
2.4.2 Индекс гигиены полости рта (ОНИ-S).....	55

2.4.3 Оценка повреждений и нарушений фиксации временных несъёмных конструкций.....	56
2.5 Метод фармако-экономического анализа.....	56
2.6 Методы статистического анализа полученных результатов .....	57
2.6.1 Методы вариационной статистики .....	57
2.6.2 Рейтинговая оценка на основе расчёта интегрального показателя методом сумм .....	59
Глава 3. Результаты собственных исследований.....	63
3.1 Результаты сравнительного анализа физико-механических показателей исследуемых материалов.....	63
3.2 Результаты сравнительного анализа адгезионных микробиологических показателей исследуемых материалов.....	75
3.3 Результаты сравнительного анализа клинически-ориентированных показателей исследуемых материалов.....	85
3.4 Результаты фармако-экономического анализа исследуемых материалов..	96
Заключение .....	99
Выводы .....	110
Практические рекомендации.....	111
Список литературы .....	112
Приложения .....	131

## Введение

**Актуальность темы исследования.** В современной ортопедической стоматологии остается одной из наиболее актуальных проблем лечение дефектов твердых тканей зубов (Шиллинбург Г., 2008; Семёнов З.К., 2009; Дмитриева Л.А. с соавт., 2009; Перевозников В.И., 2012; Лебеденко И.Ю., Арутюнов С.Д., Ряховский А.Н., 2016). При этом применение временных несъёмных конструкций для протезирования является не только важным, но и безальтернативным этапом эффективного лечения данной патологии (Абакаров С.И., 1994; Иорданишвили А.К.с соавт., 2001; Бабунашвили Г.Б., 2007; Степанов Е.С., 2009; Пономаренко И.Н., Кронда М.И., 2011).

На период времени от препарирования зубов до постоянной фиксации несъёмных конструкций необходимо изготовление и применение временных (провизорных) протезов, обладающих высокой механической прочностью и защищающих препарированные зубы от различных видов раздражителей: температурных, химических и бактериальных (Мурадов М.А., 2004; Степанов Е.С., 2009; Смит Б., Хоу Л., 2010).

Изготовленная временная конструкция должна полностью соответствовать постоянной: восстанавливать эстетическую, фонетическую и жевательную функции. В клинической практике должны учитываться физико-механические свойства материалов для изготовления временных несъёмных конструкций (Мурадов М.А., 2004; Клёмин В.А., 2004).

Одной из проблем при изготовлении «промежуточных» конструкций, является усадка материала во время полимеризации, что приводит к искажению формы, вызывает внутреннее напряжение в материале. Как следствие, плохое краевое прилегание временных конструкций, способствует развитию кариеса или пульпита и механического повреждения окружающих тканей (Клёмин В.А., 2004; Мурадов М.А., 2004; Бабунашвили Г.Б., 2007; Степанов Е.С., 2009; Апресян С.В., 2012).

Исследования последних лет свидетельствуют о необходимости учитывать характер взаимодействия материалов для протезирования с микроорганизмами полости рта (Царёв В.Н., Давыдова М.М., 2008; Самусенков В.О., 2012; Автандилов Г.А., 2013).

Традиционные способы изготовления «промежуточных» конструкций включают прямой и непрямой методы. Непрямой метод предполагает получение протеза в зуботехнической лаборатории, что занимает определенное время (от нескольких часов до одних суток). Учитывая необходимость покрытия зубов сразу после препарирования, более рационально использование прямого метода (Мурадов М.А., 2004; Степанов Е.С., 2009).

Несмотря на относительное совершенство этого процесса на современном этапе развития ортопедической стоматологии, все еще имеют место его неразрешенные аспекты. В частности, все еще актуальна проблема выбора материала для данных стоматологических конструкций, от его характеристик может существенно зависеть успех протезирования. Все еще имеют место повреждения и нарушения фиксации временных несъемных конструкций в течение эксплуатационного срока, присоединение материал-индуцированных воспалительных изменений тканей полости рта, часто не решены вопросы доступности материалов в аспекте экономики и импортозамещения.

Собственно, обоснование выбора материала для изготовления временных несъемных конструкций, а также его дальнейшая оптимизация, представляют собой «проблемную зону» в планировании и реализации протезирования. Используемые «традиционные» материалы для изготовления временных несъемных конструкций часто не представляют оптимального соотношения своих функциональных и экономических характеристик.

**Степень разработанности темы исследования.** Результаты анализа работ, по исследуемой тематике, свидетельствуют о том, что в настоящее время полностью отсутствуют данные о применении отечественных композиционных материалов для временного несъемного протезирования прямым методом.

В последние годы разработан и внедрен в практику композиционный материал отечественной разработки для изготовления временных конструкций. До

настоящего времени уровень его применения в качестве материала временных несъёмных ортопедических конструкций недостаточен. По-видимому, это происходит из-за ограниченного количества доказательных исследований (с включением комплекса оценок информативных лабораторных и клинических показателей).

В доступной литературе не встретились работы, посвященные сравнительному изучению клинических, лабораторных и адгезионных микробиологических свойств материалов для изготовления временных несъёмных конструкций прямым методом.

Целесообразность решения указанных проблем в современных условиях доказывает актуальность настоящего исследования.

**Цель исследования:** научно-практическое обоснование выбора композиционного материала для временных несъёмных конструкций на этапе ортопедического лечения дефектов твёрдых тканей зубов.

**Задачи исследования.**

1. Провести сравнительный анализ физико-механических показателей полимерных стоматологических материалов для изготовления временных несъёмных конструкций.

2. Провести сравнительный анализ адгезионных микробиологических показателей (по отношению микроорганизмов кариесогенной и пародонтопатогенной группы) к полимерным стоматологическим материалам.

3. Исследовать клинически-ориентированные показатели (в отношении сохранения целостности временных конструкций при эксплуатации, инициации воспалительных изменений мягких тканей и гигиенического статуса полости рта) к исследуемым стоматологическим материалам для изготовления временных несъёмных конструкций.

4. Изучить фармако-экономические показатели протезирования с использованием сравниваемых полимерных стоматологических материалов.

**Научная новизна.**

Получены новые сравнительные данные о физико-механических (микротвёрдость, прочность при диаметральном разрыве, прочность при изгибе, модуль упругости, шероховатость, максимальная температура разогрева при отверждении,

цветостабильность), адгезионных микробиологических (уровни адгезии микроорганизмов кариесогенной и пародонтопатогенной группы: *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sanguinis*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Fusobacterium nucleatum*, грибов *Candida albicans*, *Candida krusei* ) и клинически-ориентированных (состояния воспаления тканей пародонта и гигиенического статуса полости рта, сохранения целостности материала при эксплуатации временных коронок) свойствах четырех стоматологических материалов для изготовления временных несъёмных конструкции прямым методом.

На основании комплекса полученных данных научно обоснован выбор нового отечественного композиционного материала для изготовления временных несъёмных конструкций на основе диуретандиметакрилата.

Впервые выполнена и изучена рейтинговая оценка сравниваемых стоматологических материалов по параметрам физико-механических, адгезионных микробиологических, клинически-ориентированных и экономических показателей.

Получены новые данные о клинико-экономической эффективности ортопедического лечения дефектов твёрдых тканей при использовании изучаемых материалов.

**Теоретическая и практическая значимость работы.** По результатам исследования получено лабораторное обоснование применения и клиническая эффективность использования нового отечественного материала на основе диуретандиметакрилата для изготовления временных несъёмных конструкций на этапе ортопедического лечения дефектов твёрдых тканей зубов прямым методом.

Достигнута возможность временного протезирования дефектов твёрдых тканей зубов с помощью отечественного композиционного материала на основе диуретандиметакрилата, обеспечивающего оптимальный уровень функциональных свойств временных несъёмных конструкций при повышении уровня доступности использования.

Получен рейтинг функциональной и экономической эффективности исследуемых стоматологических полимерных материалов, применимый для обоснования их выбора при планировании ортопедического лечения.

**Методология и методы исследования.** Исследование выполнено в соответствии с принципами и правилами доказательной медицины. Используются клинические, лабораторные и статистические методы исследования.

Объект исследования – изготовленные временные несъёмные конструкции из исследуемых материалов.

Предмет исследования – физико-механические, адгезионные микробиологические и клинические свойства нового отечественного композиционного материала для временного протезирования прямым методом.

**Научные положения, выносимые на защиту.**

1. Исследуемый отечественный материал по физико-механическим свойствам (микротвёрдость, модуль упругости) обладает большей прочностью по сравнению с исследуемыми материалами, что позволяет его рекомендовать для временного несъёмного протезирования боковой группы зубов.

2. Новый отечественный композиционный материал на основе диуретандиметакрилата обладает низкими адгезионными микробиологическими характеристиками по отношению к микроорганизмам кариесогенной и пародонтопатогенной группы, что значительно улучшит результаты ортопедического лечения дефектов твёрдых тканей зубов в эстетическом и функциональном аспекте.

3. Получена рейтинговая оценка оцениваемых функциональных (физико-механических, адгезивных микробиологических, клинически-ориентированных) и фармако-экономических показателей у сравниваемых стоматологических материалов. Материал отечественной разработки занимает вторую позицию в рейтинге, которая соответствует оптимальному соотношению исследуемых показателей и позволяет рекомендовать его к применению в качестве импортозамещающего материала.

**Степень достоверности и апробация диссертации.** Степень достоверности определяется достаточным количеством обследованных пациентов (400) и применением современных статистических методов обработки и анализа информации, объёмом исследований качества стоматологических материалов, использованием современного исследовательского оборудования.



Материалы диссертации доложены на научной конференции молодых учёных ВГМА имени Н. Н. Бурденко «Молодёжная наука – медицине будущего» (Воронеж, 22.04.2013 г.); Межрегиональной научно-практической конференции «Актуальные вопросы современной стоматологии» (Воронеж, 12.03.2015 г.); VIII Международной научно-практической конференции «Стоматология славянских государств» (Белгород, 30.10.2015 г.); Межрегиональной научно-практической конференции «Актуальные вопросы современной стоматологии» (Воронеж, 02.03.2016 г.). Апробация диссертации проведена на совместном заседании кафедр факультетской стоматологии, пропедевтической стоматологии, стоматологии ИДПО ФГБОУ ВО ВГМУ им. Н.Н. Бурденко Минздрава России 30.08.2019 года.

**Внедрение результатов исследования.** Результаты проведенных исследований применяются в работе автономного учреждения здравоохранения Воронежской области «Воронежская областная клиническая стоматологическая поликлиника» и федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Воронежский государственный медицинский университет имени Н.Н. Бурденко» Министерства здравоохранения Российской Федерации. Оформлено 4 акта внедрения (1 – в практическое здравоохранение, 3 – в учебный процесс) – приложения 1-4.

**Публикации.** По теме диссертации опубликовано 10 печатные работ, из которых 4 – в международной, 1 – в иностранной печати и 5 – в реестре изданий, рекомендованных Высшей аттестационной комиссией при Министерстве науки и высшего образования Российской Федерации.

**Личный вклад автора.** Автор принимал непосредственное участие на всех этапах выполнения данного исследования: анализ научной литературы по выбранной теме; проведение лабораторных исследований (физико-механические и адгезионные микробиологические) изучаемых материалов; отбор пациентов, удовлетворяющих критериям включения в исследование; составление плана клинических исследований и последующего ортопедического лечения 400 пациентов; составление рейтинговой оценки и фармако-экономического анализа исследуемых материалов; статистической обработки данных и анализа полученных результатов.

**Объем и структура диссертации.** Диссертационная работа изложена на 134 страницах машинописного текста, состоит из введения, 3 глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка литературы и приложений. Список литературы содержит 175 источников, из них 132 отечественных, 43 зарубежных авторов. Работа иллюстрирована 25 таблицами и 26 рисунками.

## Глава 1. Обзор литературы

### 1.1 Дефекты твёрдых тканей зубов: современное значение проблемы

Макроскопический дефект твёрдых тканей зуба представляет собой его морфологический изъян в виде очагового отсутствия нормального объема или очагового изменения структуры [107].

Этиологическими факторами дефектов твёрдых тканей зубов являются:

кариозные поражения зубов – представляют абсолютное большинство случаев;

травматические поражения зубов – представляют относительное меньшинство случаев;

некариозные поражения зубов (гипоплазия, гиперплазия эмали, эндемический флюороз, патологическая стираемость твёрдых тканей, клиновидный дефект, одонтогенная резорбция, эрозия зубов в результате системной патологии, наследственные нарушения развития твёрдых тканей и др.) [15, 17, 84, 129].

Медико-социальная значимость дефектов твёрдых тканей зубов крайне высока, что объясняется высокой распространенностью и патологическими последствиями этого явления [18, 19, 57, 81, 84, 143].

О распространенности дефектов твёрдых тканей зубов среди населения можно судить по распространенности их основной причины – кариозных поражений. Имеются многочисленные данные о том, что в экономически развитых странах поражённость кариесом зубов населения достигает 95–98%. Также необходимо отметить, что абсолютное большинство случаев кариозных поражений зубов попадает в поле зрения специалистов уже на стадии формирования дефектов твёрдых тканей [18, 53, 57, 82, 114].

Патологические последствия дефектов твёрдых тканей зубов заключаются в том, что их существование и дальнейшее прогрессирование приводит к: воспалению пульпы и периапикальных тканей; дисбиocenозу полости рта; потенциальной потере зуба (с вытекающими функциональными, эстетическими и

экономическими последствиями); возможному развитию системной патологии на фоне кариеса [16-18, 166].

Диагностика дефектов твёрдых тканей зубов, не вызывает затруднений, и включает: анализ анамнестических данных и жалоб пациентов; стоматоскопический осмотр; рентгенологическую диагностику (ортопантомография, прицельные дентальные снимки, компьютерная конусно-лучевая томография) [21, 32, 57, 117, 160].

Лечение дефектов твёрдых тканей зубов зависит от конкретной клинической ситуации и включает 3 основных направления: терапевтическое, ортопедическое и хирургическое лечение [57, 84, 98, 117].

Выбор компонентов и направлений лечения определяется совокупностью факторов – желанием пациента, общим состоянием организма, зубочелюстной системы и полости рта, наличием или отсутствием осложнений и, прежде всего – степенью дефекта твёрдых тканей зубов [57, 84, 117].

Методами профилактики развития дефектов твёрдых тканей зубов, имеющими доказанный уровень эффективности, являются соблюдение гигиены полости рта, санация полости рта, лечение системной патологии [117].

Несмотря на достижения современной стоматологии в диагностике, лечении и профилактике возникновения дефектов твёрдых тканей зубов, данная проблема все еще достаточно актуальна. Высокий уровень ее медико-социальной значимости обеспечивается принципиальной важностью сохранности твёрдых тканей зубов для реализации физиологических и эстетических функций, а также чрезвычайно высокой частотой встречаемости данной патологии среди населения. Также, применительно к теме конкретного исследования, необходимо отметить, что во многих клинических ситуациях необходимым компонентом лечения оказывается временное несъёмное протезирование, в подавляющем большинстве случаев представляющее метод постановки временных искусственных коронок.

## **1.2 Применение временных несъёмных конструкций в современной ортопедической стоматологии: необходимый подход к лечению дефектов твёрдых тканей зубов**

На современном этапе развития ортопедической стоматологии доказано, что для обеспечения качественного лечения дефектов твёрдых тканей зубов необходимо использование этапа временного протезирования. Данный этап представляет собой промежуток времени между моментами препарирования зуба (под постоянную искусственную коронку) и изготовления / фиксации искусственной коронки. Необходимость этого этапа обусловлена следующими основными факторами: защита твёрдых тканей препарированного зуба от действия физических и микробиологических воздействий; защита тканей десны от механического воздействия пищевого комка; восстановление анатомической формы и жевательной функции зуба; эстетический фактор [37, 84, 87, 105, 141, 162, 163].

При временном протезировании несъёмными конструкциями в настоящее время используются временные (провизорные) коронки – это ортопедические конструкции, которые устанавливаются на период изготовления постоянных протезов. Эти конструкции достаточно функциональны. Они позволяют пациенту комфортно пережить период протезирования. Пациент имеет возможность пережевывать пищу и чувствовать себя уверенно за счет того, что эстетичность улыбки остается на надлежащем уровне [134].

Целесообразность и необходимость применения временных коронок при протезировании различными видами несъёмных зубных протезов обоснована исследованиями и научными публикациями многих ученых [1, 41, 46, 70, 78, 84, 85, 99].

Отказ от применения временных протезов может приводить к возникновению пульпитов (инфекционных, термических), появлению патологии височно-нижнечелюстного сустава, изменению краевых границ препарирования из-за смещения десневого края [78]. Абакаров С.И. (1994) рекомендует изготовление временных коронок с целью предотвращения возможного смещения зубов, лишенных контакта с антагонистами [1].

Длительный контакт слюны с незащищенными культиями зубов после их препарирования приводит к глубокому проникновению микроорганизмов в открытые дентинные каналы, последствием чего может быть недостаточная эффективность асептической обработки зубов, проводимой перед постоянной фиксацией несъемных протезов. Это, в свою очередь, способствует разрушению опорных зубов под коронками в отдаленные сроки в результате вторичного кариеса. Мурадов А.М. (2004) указывает, что препарирование зуба не ограничивается эмалью. Вскрыв дентинные каналы, врач обязан создать заслон для проникновения бактерий [78]. Поэтому обязательным этапом после препарирования зубов является гибридизация поверхностного дентина и изготовление временных конструкций.

Иорданишвили А.К. (2007) относит отказ от применения временных конструкций к основным врачебным ошибкам, приводящим к осложнениям протезирования [46]. В какой-то степени отрицательным моментом применения временных коронок является необходимость дополнительных затрат времени и увеличение себестоимости изготавливаемой конструкции зубного протеза.

Традиционные способы получения различных видов временных конструкций включают прямой и непрямой методы [78, 96, 100]. Непрямой метод предполагает изготовление временной коронки в зуботехнической лаборатории. Несмотря на относительное совершенство и техническую «отработанность» прямого метода временного несъемного протезирования зубов с помощью постановки коронок, сразу после препарирования зубов, его потенциальная или фактическая эффективность все еще находится в зависимости от ряда действующих факторов. Например, соблюдения необходимых условий лечения, квалификации специалиста и добросовестности пациента по отношению к лечебно-диагностическому процессу. Однако, общеизвестно, что на современном этапе развития ортопедической стоматологии на первый план выходит действие такого фактора, как материал, из которого изготовлены коронки или иные несъемные ортопедические конструкции [8, 20, 46, 49, 54, 84, 108].

### **1.3 Материалы для временных несъёмных конструкций: эволюция, проблемы, современные полимеры и композиционные материалы**

Проблема выбора материалов для временных несъёмных конструкций принадлежит сфере стоматологического материаловедения – науки, изучающей во взаимосвязи состав, строение, свойства, технологию производства и применения материалов для стоматологии, а также закономерности изменения свойств этих материалов под влиянием физических, механических и химических факторов. Речь идет о факторах, действующих в специфических условиях полости рта в процессе функционирования зубочелюстной системы, они выделили стоматологическое материаловедение в отдельную область знаний [9, 108, 58, 61, 101, 115, 116, 119].

Все стоматологические материалы разделяют на три основных класса в зависимости от химической структуры:

керамика;

металлы;

полимеры.

В стоматологии нередко используется комбинация материалов различной химической природы, так как ни один из материалов нельзя признать идеальным [86, 101].

«Идеальный» материал для стоматологии должен полностью отвечать следующим требованиям: быть биосовместимым; противостоять воздействиям среды полости рта; обеспечивать прочную и постоянную связь с твердыми тканями зубов; полностью воспроизводить их внешний вид; обладать комплексом физико-механических свойств, соответствующих свойствам замещаемых тканей и, при возможности, способствовать оздоровлению и регенерации биологических тканей [65, 66, 101].

Главной целью индустрии стоматологического материаловедения является создание комплекса «идеальных» материалов для восстановления зубов и зубочелюстной системы [55, 65, 66]. Методологическим инструментом изучения в стоматологическом материаловедении является определение комплекса свойств ма-

териалов, имеющих принципиальное значение для их применения в условиях полости рта. Под действующими факторами полости рта подразумеваются температурный градиент, высокая постоянная влажность, присутствие электролитной среды, воздействие живых тканей. Перечисленные факторы отражаются на изменениях физических свойств материала [58, 101, 108, 115, 116, 122].

К базисным свойствам стоматологических материалов относятся:

физические: теплопроводность, изменения линейных размеров и объема в зависимости от температуры влажности и иных факторов, сорбция ротовой жидкости, возможность возникновения гальванических токов (для металлов), оптические характеристики, определяющие эстетические качества замещения зубов и др.;

химические: свойства, обеспечивающие молекулярные изменения в материале в результате химических взаимодействий; с этим классом связаны такие важные для применения в стоматологии процессы, как отверждение и адгезионное взаимодействие замещающего материала с окружающими тканями;

механические: отдельная группа физических свойств, направленных на преодоление функциональных нагрузок, воздействующих на восстановительные материалы и предъявляющих к ним определенные требования [101, 115, 116].

Анализ свойств материалов имеет не только теоретическое, но и практическое значение, связанное с регулированием и прогнозированием свойств путем изменения химического и композиционного состава, технологических режимов получения для различных областей стоматологии. Весь комплекс свойств стоматологических материалов можно классифицировать на физические, механические, химические, эстетические, биологические и технологические. Последние определяют возможность изготовления ортопедической конструкции из того или иного материала [101, 115, 116].

Чтобы считаться биосовместимым стоматологический материал должен соответствовать следующим функциональным критериям:

критерий 1: (обязательный) не повреждать пульпу и мягкие ткани полости рта;

критерий 2: (обязательный) не содержать диффузионно-способных веществ повреждающего действия;



критерий 3: (обязательный) не содержать сенсibiliзирующих веществ;

критерий 4: (обязательный) не обладать канцерогенностью;

критерий 5: (обязательный) образовывать надежные адгезионные соединения с твёрдыми тканями зуба;

критерий 6: (желательный) оказывать регенерирующее и оздоравливающее действие [101, 115, 116].

При оценке биосовместимости материалы различают по типам их воздействия на организм:

общее (резорбтивное) – аллергическое, токсическое;

местное – механическое, местнотоксическое, местноаллергическое, изменения в температурном восприятии [101].

Для того чтобы определить, является ли материал, предназначенный для применения в стоматологии, биосовместимым, до его клинического применения проводят «Испытания на соответствие материала нормам и требованиям биосовместимости» или токсикологическими испытаниями, которые позволяют оценить его биологическое действие согласно стандартам, представленным в ГОСТ Р ИСО 10993. Программа испытаний составляется исходя из конкретного назначения материала. Для стандартизованного подхода при ее составлении все стоматологические биоматериалы классифицированы на категории, в зависимости от вида тканей организма, с которыми должен контактировать материал, и времени контакта [12, 58, 101, 108, 115, 116].

Общеизвестно, что строго разграничить свойства материалов не всегда представляется возможным, поэтому чаще пользуются комплексными понятиями, например, физико-механических или физико-химических свойств. Следует иметь тщательное представление о том, что эстетические свойства материалов и показатели биосовместимости «привязаны» к их физико-химическим характеристикам [101, 115, 116].

Механические свойства значимы потому, что жевательные и иные функциональные нагрузки представляют собой силы, которые действуют на стоматологические материалы при замещении утраченных тканей зубов. В зависимости от

вида жевательных функций, консистенции пищи и вида зуба (резцы, клыки, премоляры, моляры) жевательная нагрузка колеблется в диапазоне от 50 до 300 Н (иногда и до 500 Н). Механические свойства определяют, как поведет себя материал под действием этих сил, имеющих векторы, численную величину действия и точку приложения. Основные механические свойства твёрдых тел – прочность на растяжение, сжатие, изгиб, кручение, удар, твёрдость и другие – характеризуют сопротивление материалов воздействию различных нагрузок и в значительной мере определяют область их применения при восстановлении зубов [101].

Под действием нагрузки в твёрдом теле происходят деформации или оно разрушается. Различают: упругие (обратимые) деформации, после снятия нагрузки твёрдое тело возвращается к своей начальной форме) и остаточные (необратимые или пластичные) деформации, после прекращения нагрузки форма и размеры тела остаются в измененной форме. При деформировании образца материала наблюдается изменение размеров в продольном и поперечном направлении [101].

Важнейшей характеристикой любого материала является его прочность. Она представляет собой способность какого-либо материала, предмета или изделия (в настоящем исследовании – зубного протеза) противостоять приложенным к ним нагрузкам, не разрушаясь и не проявляя излишнюю или необратимую деформацию. Прочность восстановительного материала имеет принципиальное значение для выбора конструкции зубного протеза или любого вида восстановления зубов и зубочелюстной системы [63, 101, 115, 116].

Важным показателем, определяющим жёсткость материала и его способность выдерживать приложенные нагрузки без значительных деформаций, является показатель модуля Юнга – модуля упругости (эластичности). Его определяют, зная данные напряжения и деформации, которые возникают в образце материала под действием приложенной силы нагрузки [51, 79, 80, 101, 115, 116]. Показатели модуля упругости эмали и дентина натуральных зубов колеблются в широком диапазоне, в зависимости от вида зуба и метода испытаний. Так, модуль упругости при сжатии эмали может достигать 46 000-48 000 МПа, а дентина -

11000-18000 МПа. Прочность при сжатии этих тканей может составить в среднем до 300 МПа [101].

Еще одной важной характеристикой материала для реализации качественного протезирования является его адгезионная способность. Адгезия (от лат. «adhaesio» – прилипание) представляет собой явление сцепления поверхностей разнородных твёрдых и (или) жидких тел. Два материала приведены в настолько близкий контакт друг с другом, что могут взаимодействовать их поверхностные мономолекулярные слои, молекулы одного вещества определенным образом взаимодействуют с молекулами другого, испытывая взаимное притяжение [11, 13, 35, 120, 125].

Адгезия обусловлена межмолекулярными взаимодействиями (Ван-дер-Ваальсовыми, полярными, иногда – взаимной диффузией) в поверхностном слое и характеризуется удельной работой, необходимой для разделения поверхностей. Силы описываемого «притяжения» называются адгезионными силами. В отличие от когезионных сил, которые обуславливают сцепление внутри однородного материала. Иногда адгезия может оказаться сильнее, чем когезия. В таких случаях при приложении разрывающего усилия происходит когезионный разрыв, то есть разрыв в объёме менее прочного из двух соприкасающихся материалов [11, 79]. В процессе получения адгезионного соединения: материал, который наносят, называют адгезивом, а материал, на который наносят – субстратом [35].

Различают несколько механизмов образования адгезионного соединения за счет различных типов адгезионных связей [11, 13, 35, 120, 125]. Механическая адгезия заключается в заклинивании адгезива в порах или неровностях поверхности субстрата; химическая адгезия основана на химическом взаимодействии молекул в составе поверхностей двух материалов, составляющих адгезионное соединение; диффузионная адгезия происходит в результате проникновения структурной фазы одного материала в поверхность другого с образованием «гибридного» слоя, в котором содержатся обе фазы [101].

На практике трудно найти случай адгезионного соединения, в котором в чистом виде был бы представлен какой-либо из перечисленных типов адгезии.

В большинстве случаев при использовании материалов различной химической природы для восстановления зубов имеет место адгезионное взаимодействие с включением механического, диффузионного и химического компонентов [58, 101, 108, 115, 116].

Другой важной задачей восстановительной стоматологии являются эстетические свойства стоматологических восстановительных материалов, прежде всего – в аспекте воспроизведение внешнего вида натуральных зубов. В последние годы эстетика в стоматологии приобрела приоритетное значение. В связи с этим стали активно проводиться научные исследования, изучающие влияние состава и технологии применения материалов на их эстетические показатели. Врач видит и может сравнивать цвета зуба и эталона расцветки, потому что на эти объекты падает свет от источника освещения. К показателям, которые характеризуют эстетические свойства восстановительных материалов, относят цвет, полупрозрачность, блеск поверхности и флуоресценцию [23, 58, 101, 108, 115, 116].

Контроль качества стоматологических материалов. В конечном итоге только отдаленные результаты многочисленных клинических наблюдений могут дать ответ о пригодности того или иного материала для замещения тканей зубов или элементов зубочелюстной системы. Следовательно, для получения конкретного ответа о качестве и надежности стоматологического материала необходимы долгие годы наблюдений. Поэтому к настоящему времени сложилась более реальная система доклинической оценки качества материалов, позволяющая установить возможность их применения в стоматологии. Эта система опирается на изучение свойств материалов определенного назначения, позволяющих в модельных лабораторных испытаниях предсказать поведение материала в реальных условиях клинической практики. Критериями для оценки качества вновь разработанного стоматологического материала являются технические, эстетические, токсикологические и «биологические» свойства, описанные выше, а также гигиенические свойства, которые определяют способность стоматологического восстановительного материала очищаться средствами для гигиенической чистки зубов и полости рта и не изменять своих свойств под их действием. В России действует опреде-

ленный порядок разработки стоматологических материалов до получения разрешения на их применение в клинической практике [58, 101, 108, 115, 116].

Необходимо отметить, что индустрия использования коронок для временного несъёмного протезирования (в отличие от иных ортопедических направлений) началась непосредственно с использования полимерных материалов. Полимеры представляют собой высокомолекулярные химические соединения (от нескольких тысяч до нескольких миллионов), состоящие из многократно повторяющихся структурных (мономерных) звеньев, соединенных с помощью химических или координационных связей в длинные «цепи» – макромолекулы. Количество мономерных звеньев в цепи называется степенью полимеризации. Термин был впервые введен Й.Я. Берцелиусом в 1833 г., применительно к веществам одинакового состава, но различной молекулярной массы [40, 88, 97, 101, 121].

Макромолекулы полимеров могут иметь различную форму в зависимости от их химического состава и способа полимеризации. Простейшая форма полимерной молекулы – линейная. Чаще бывает разветвленная форма макромолекулы, образованная присоединением макромолекулы к основной цепи полимера. Соединение двух макромолекул третьей, бифункциональной молекулой в виде мостика образует структуру, получившую название «сшитой», «поперечно-сшитой» или «сетчатой», тогда весь полимер состоит из одной гигантской молекулы. Их синтез осуществляется посредством реакций поликонденсации и полимеризации [40, 88, 97, 101, 121].

Полимерные соединения не являются химически индивидуальными веществами. Они представляют собой смеси полимергомологов – соединений с различным числом элементарных звеньев в макромолекуле, т.е. с различной длиной цепи.

Полимер состоит из фракций макромолекул различной молекулярной массы – он полидисперсен по молекулярной массе. Соотношение количеств макромолекул различной молекулярной массы в данном образце полимера называется молекулярно-массовым распределением. Следует отметить, что обрыв растущих полимерных цепей тем или иным способом наступает тогда, когда вязкость полимеризующегося материала достаточно высока, движения молекул и свободных

радикалов замедляются и затем становятся практически неосуществимыми. Однако это не означает, что все молекулы мономера в полимеризующейся массе вошли в образованные процессом полимеризации цепочки макромолекул. Некоторые молекулы мономеров оказались «заперты» в замкнутых пространствах, образованных полимерной структурой. Именно эти низкомолекулярные молекулы и не реализовавшиеся радикалы составляют ту часть полимерного материала, которая в определенных условиях способна к диффузии. Оставшаяся в полимере часть исходного мономера, не вошедшая в состав полимерных молекул, называется остаточным мономером. Его количество характеризует уровень биосовместимости данного полимерного материала [40, 88, 97, 121].

Синтетические полимеры часто называют пластмассами (иногда пластиками), пластическими массами или пластичными материалами. По физическим характеристикам пластичный материал – это такой, который в процессе получения из него изделия находился в пластичном состоянии, а в дальнейшем изготовленное из этого материала изделие при нормальных условиях достаточно стабильно и не обладает излишней пластичностью. По химической структуре пластмассы – синтетические полимерные материалы. [40, 88, 97, 101, 121, 169]. Различают термопластичные и термостабильные пластмассы. Термопластичные материалы способны многократно переходить в пластичное размягченное состояние при нагревании (это материалы, в основе которых лежат полимеры с линейной или разветвленной структурой). Термостабильные пластмассы при повторном нагревании не могут перейти в пластичное состояние. Они обладают сетчатой или сшитой структурой, которая образуется при первом нагревании материала [40, 88, 97, 101, 121].

Низкая прочность полимеров по сравнению с керамикой и металлами понятна из особенностей молекулярного строения, согласно которому существуют сильные связи внутри полимерных цепей и слабые – между цепями. Слабые вторичные связи между полимерными цепями позволяют этим цепям скользить относительно друг друга при напряжениях намного ниже, чем напряжения, требуемые для разрушения связей в самих цепях [79].

Основным привлекательным свойством пластмасс является технологичность, простота изготовления из них стоматологических изделий любых самых сложных форм и любых назначений. Ни металлы, ни керамика не обладают такой высокой технологичностью, как полимерные материалы [65, 66, 101].

В настоящее время в ортопедической стоматологии используются преимущественно акриловые материалы холодного отверждения. Полимеризат в зависимости от состава материала может быть твёрдым или эластичным. Пластмассы холодного отверждения используются в стоматологии для коррекции (перебазирования) съёмных протезов, починки протезов, изготовления временных протезов, шин при пародонтозе, моделей. Преимуществом этих материалов перед акриловыми материалами горячего отверждения является более простая технология. Вместе с тем у них есть недостатки: они уступают по прочности материалам горячего отверждения, в них остается больше незаполимеризованных или остаточных мономеров. Согласно требованиям современных стандартов, учитывающих реальные возможности материалов холодного отверждения, прочность при изгибе должна быть не менее 60 МПа, модуль упругости при изгибе не менее 1500 МПа. Количество остаточного мономера, должно составлять не более 4,5 %. Состав пластмасс холодного отверждения отличается от пластмасс горячего отверждения тем, что в полимерный порошок в ходе синтеза вводят большее количество инициатора (около 1,5 %, вместо 0,5 % для материалов горячего отверждения), а в жидкость добавляют активатор [58, 101, 108, 115, 116, 141, 174].

В настоящее время полимерные материалы занимают ведущее положение среди материалов для изготовления временных несъёмных конструкций. Основными требованиями к этим конструкциям являются:

- прочность и достаточная износостойкость (устойчивость к истиранию);
- влагостойкость и устойчивость по отношению к действию ротовых жидкостей, отсутствие пористости;
- прочное соединение с твёрдыми тканями зубов;
- близость термофизических свойств (коэффициента термического расширения) к твёрдым тканям зубов;

соответствие по форме и цвету естественным зубам, сохранение первоначального цвета в условиях функционирования протеза длительное время (цветостабильность);

способность легко обрабатываться и полироваться [110, 111, 113].

Если акриловые полимерные материалы условно считать «предпоследней» ступенью эволюции материалов для временного несъёмного протезирования, то «последней» ступенью будут являться разработанные на их основе композиционные материалы.

Механические свойства композита определяются либо преимущественно одним из компонентов композитной структуры, либо их взаимодействием. Так, прочность при растяжении и изгибе, модуль упругости, предел текучести, остаточная деформация при разрушении в основном определяются природой полимерной матрицы и свойствами межфазного слоя. На прочность при сжатии и поверхностную твёрдость наполнитель влияет в большей степени. Потери при истирании обычно связаны с твёрдостью наполнителя, но зависят также от его дисперсности и качества межфазного слоя.

Микротвёрдость композитов прямо связана с величиной объёмной фракции содержащегося в них твёрдого неорганического наполнителя. Макротвёрдость композитов зависит также от степени полимеризации полимерного связующего в материале. Твёрдость композитов уступает твёрдости эмали, но равна или даже выше таковой у дентина [101, 115, 116, 152].

Термопроводность. По этому показателю все композиты близки к эмали и дентину. Колебания температуры в полости рта и связанные с ними размерные изменения композита приводят к повышению напряжения на границе раздела «зуб-композит», повышая вероятность появления краевой щели и окрашивания по границе. Этот эффект в большей степени характерен для микронаполненных композитов с большой долей полимерной матрицы, чем для композитов с мелким наполнителем или гибридных композитов [101, 115, 116, 165].

Водопоглощение и растворимость. Для полимерной матрицы свойственно поглощать воду. Это приводит к некоторому набуханию композита в воде, но сте-



пень такого набухания недостаточна, чтобы компенсировать полимеризационную усадку. Понижение поверхностной твёрдости и износостойкости композита в условиях полости рта связано с водопоглощением. Вследствие этого микронаполненные композиты с большей объемной фракцией матрицы имеют большую величину водопоглощения и легче окрашиваются водорастворимыми красителями. Показатель растворимости полимерных композитов колеблется от 1,5 до 2 % от первоначальной массы материала [101, 115, 116].

Величина усадки прямо пропорциональна объёмному содержанию полимерной матрицы в композите. Таким образом, усадка у микронаполненных композитов больше, чем у мелконаполненных и гибридных композитов. Для микронаполненных композитов типично возникновение усадки около 2–4 % объёмных, для мелконаполненных и гибридных – 1,0–1,7 % [101, 115, 116].

Цветостабильность. Изменения цвета полимерных ортопедических материалов, их потемнение или пожелтение часто объясняли содержанием в составе третичного амина в качестве активатора, для которого характерно образование окрашенных продуктов в результате окисления. В светоотверждаемых системах, не содержащих аминных ускорителей, значительно лучше и дольше сохраняется первоначальный цвет [101, 115, 116, 135].

Рентгеноконтрастность. Для диагностических целей рентгеноконтрастность восстановительных материалов должна быть несколько выше рентгеноконтрастности естественной эмали зуба. Придать материалу рентгеноконтрастность можно введением в наполнитель элементов с высоким атомным числом, таких как барий, стронций и цирконий [101, 115, 116].

Требования к технологическим (манипуляционным), физико-механическим, адгезионным и эстетическим свойствам материалов включают «Стандарты восстановительных материалов на полимерной основе, ГОСТ Р 51202-98 и международный ИСО 4049» [31].

Ранее упоминалось, что для прямого метода изготовления временных несъёмных конструкций применяются различные пластмассы холодной полимеризации –

преимущественно это винилэтилметакриловые («Luxatemp», «DMG»; «Protemp 3», «3M ESPE» и др.) [78]. Они имеют свои преимущества и недостатки [142].

Бис-акриловые материалы в зарубежной литературе также называют как «C&B materials», что является аббревиатурой английских слов «Composite Based materials». Появление бис-акриловых материалов позволило упростить и ускорить методику изготовления временных несъёмных протезов прямым методом. Дополнительные преимущества данной группе материалов обеспечивают такие свойства, как низкая температура полимеризации, отсутствие остаточного мономера, высокая прочность, гладкая поверхность, отсутствие запаха и стабильность цвета. При исследовании цветостабильности различных видов материалов для изготовления временных конструкций проводили измерения цвета с помощью спектрометра [134]. Изменение цвета было выявлено у 9 из 12 исследуемых материалов. Минимальные изменения цвета были выявлены у бис-акриловых материалов «Luxatemp» (DMG) и «Protemp Garant» («3M ESPE») [78].

Эволюция проблемы использования синтетических веществ и их комбинаций для изготовления временных несъёмных конструкций, при лечении дефектов твёрдых тканей зубов, привела к созданию и внедрению в стоматологическую практику высококлассных с позиции функциональных и эстетических свойств материалов. Таковыми материалами выбора, получившими абсолютное признание стоматологов, являются метилакриловые полимеры. Еще лучшими качествами обладают созданные на их основе композиционные материалы. Интересный факт представляет то, что некопозиционные материалы из метилакрилового полимера все еще имеют широкое распространение в ортопедической практике, несмотря на существующие преимущества композиционных [101, 115, 116]. Исследование этой сложившейся ситуации входит в сферу задач настоящего исследования. Однако, особый интерес представляет то, что до настоящего времени сохраняются случаи нежелательных побочных явлений или неэффективности протезирования, ассоциированных с материалом ортопедической конструкции [1, 3, 68, 84, 103, 151, 164].

Таким образом, проблема использования «совершенных» материалов для временного несъёмного протезирования, таких как композиционные, все еще имеет некоторые нерешенные аспекты.

#### **1.4 Неразрешенные аспекты применения несъёмных временных конструкций для лечения дефектов твёрдых тканей зубов и выбор полимерных композиционных материалов**

Общеизвестно, что материалы стоматологических ортопедических конструкций потенциально способны оказывать нежелательные воздействия на ткани полости рта [2, 3, 7, 103, 150, 154, 158, 167] вплоть до формирования тканевых реакций непереносимости / биологической несовместимости [6, 26, 51, 60, 67, 159, 165] и инициировать заболевания слизистой оболочки полости рта [27, 38, 47, 145, 149, 156, 168].

Результаты анализа официальных данных показывают, что в этиопатогенетическом смысле воздействие полимерного материала на слизистую оболочку полости рта способно вызывать две группы патологических последствий.

Первая группа последствий – обусловлена непосредственным химическим воздействием полимера на ткани [2, 4, 22, 48, 68, 69, 173]. В основном это воздействие связано с появлением в биологических средах фрагментов деполимеризованных молекул конструкционного материала (обладающих в отличие от полимера значительным уровнем биологической активности) в связи с биodeградацией полимера и феноменом его старения. Однако в наибольшей степени это действие обусловлено продолжительным спонтанным высвобождением свободной мономерной фракции [138]. Деполимеризация макромолекул и высвобождение свободного мономера из материала способны вызвать локальные токсико-аллергические, воспалительные и атрофические изменения в слизистой полости рта [28, 42, 106, 136, 149, 156, 171].

Вторая группа последствий – опосредованное патологическое воздействие полимера через свойства, обуславливающие «привлечение» микроорганизмов [16, 48, 74, 75, 89, 128, 133, 139, 155]. Так, общеизвестно, что живые клетки микроор-

ганизмов обладают свойством адгезии к поверхности не только биологических тканей, но и синтетических материалов, используемых в ортопедической стоматологии [137, 140, 153, 172]. Адгезия, конгломерация и последующая колонизация поверхности полимерного материала ортопедической конструкции (в особенности это касается несъёмных конструкций) приводит к образованию пленчатых структур или биоплёнок («biofilms»), представляющих собой множество конгломерированных клеток микроорганизмов, поверхностно расположенных, прикрепленных друг к другу и погруженных в продуцируемый ими внеклеточный матрикс [14, 124, 130, 147, 161].

Известно, что в естественных условиях биопленки ответственны за образование зубного налёта и развитие процессов гингивита, кариеса, пародонтита. Патогенетически это реализуется следующим образом – происходит 5 стадий развития биопленки: адгезия (сорбция), фиксация, созревание, рост, дисперсия [157].

Достаточно выраженной способностью к адгезии по отношению к полимерным стоматологическим материалам обладают микроорганизмы кариесогенной и пародонтопатогенной группы, включающей бактерии: *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sanguinis*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Fusobacterium nucleatum*, грибы *Candida albicans* и *Candida krusei* [16, 52, 74, 128, 144, 146]. На скорость и уровень колонизации стоматологического материала влияют как адсорбционная способность поверхности, так и ее химический состав [89].

Интересный факт представляет собой то, что препараты метакрилового полимера, произведенные в разных технологических условиях (определяемых компаниями-производителями), с использованием различных веществ-модификаторов (определяемых ими же) конечных свойств и различающиеся вследствие этого в «нюансах», на первый взгляд «одинакового» химического состава, имеют количественно разный риск инициирования обозначенных выше групп патологических последствий. Этот факт отмечается специалистами, но систематизированных статистических исследований этого явления произведено недостаточно. Сравнительных исследований по оценке физико-механических, адгезионных микробиологических и клинически-ориентированных свойств у несколь-

ких (более двух) материалов-аналогов для изготовления временных несъёмных конструкций в доступных теоретических источниках не обнаружено [87]. Вследствие этого следует заключить, что проблема обоснованного выбора стоматологического материала среди аналогов объективно существует и остается неразрешенной до конца.

В частности, данные, полученные на основании анализа авторитетных академических источников по ортопедической стоматологии, однозначно указывают на целесообразность и необходимость обоснования выбора материалов, но не предоставляют конкретной методологии для этого [1, 46, 65, 66, 83, 87].

Многочисленные известные исследования по обоснованию выбора стоматологических материалов и посвященные при этом несъёмному протезированию с позиции рассматриваемой в настоящей работе проблемы имеют следующие недостатки:

1. Они не произведены в клиничко-экспериментальной ситуации, одновременно соответствующей следующим условиям – это:

использование временных несъёмных конструкций;

сравнение более двух материалов-аналогов;

перманентное сравнение материалов по физико-механическим, адгезионным микробиологическим и клиническим показателям (одновременно рассматривается не более двух выборных групп показателей, что неизбежно снижает информационную мощь исследования).

2. Не предоставляют сведений о сравнительной эффективности отечественных композиционных материалов для временного несъёмного протезирования зубов [5, 24, 36, 39, 51, 90-95, 109, 112, 118, 127, 131].

Также, затрагивая проблему выбора стоматологических материалов для временного несъёмного протезирования, невозможно не учитывать ее экономический аспект. Так, в подавляющем большинстве случаев более эффективные материалы (в настоящее время – это материалы импортного производства) имеют более высокую стоимость. В данной ситуации материалом выбора должен являться материал, имеющий наиболее низкую стоимость среди аналогов при сохранении

сопоставимости по функциональным характеристикам с «эталоном» [10, 56, 101,102, 115, 116, 132].

При анализе данных настоящего тематического обзора установлено, что исследований по сравнению функциональных преимуществ нескольких «аналогичных» стоматологических материалов для временного протезирования между собой, произведенных на основании комплексной оценки четырех групп информативных показателей, а именно: физико-механических, адгезионных микробиологических, клинически-ориентированных и экономических, до настоящего времени не выполнено. Помимо этого, не произведено включение в сферу сравнения материала отечественной разработки Темпокор.

На основании выявленных обстоятельств, следует констатировать, что само обоснование выбора материалов для изготовления временных искусственных коронок и его дальнейшая оптимизация представляют собой «проблемную зону» в ортопедической стоматологии. Ее устранению посвящено настоящее исследование.

Клинико-лабораторное обоснование применения новых композиционных материалов (на примере отечественного материала Темпокор), а также его оптимизация на основе комплексной оценки физико-механических, адгезионных микробиологических и клинически-ориентированных свойств, представляет собой важную научно-практическую задачу, решение которой способно значительно улучшить функциональную и экономическую эффективность временного несъемного протезирования зубов.

## **Глава 2. Материалы и методы исследования**

### **2.1 Общая характеристика проведенного исследования**

#### **2.1.1 Организация и дизайн исследования**

Данная работа представляет собой завершённое исследование, посвящённое клинико-лабораторному обоснованию возможности применения современного отечественного композиционного материала Темпокор для временного протезирования. С точки зрения математической статистики данная работа представляет собой когортное проспективное контролируемое нерандомизированное исследование.

Процедура распределения объектов и участников исследования в сравниваемые группы (выборки): псевдорандомизированное включение пациентов в 4 независимые группы составе каждого из двух блоков исследования.

Дизайн исследования состоит из семи последовательных этапов теоретического анализа и актуализации темы настоящего исследования:

- 1) постановка цели и задач исследования;
- 2) определение объектов исследования (стоматологических материалов, тематических пациентов) с помощью критериев включения / исключения с перманентным составлением реестра оцениваемых показателей;
- 3) выполнение двух блоков исследований;
- 4) сопоставительный статистический анализ полученных результатов;
- 5) интерпретация и представление результатов;
- 6) формулирование научных выводов;
- 7) формулирование практических рекомендаций.

Принципиальная схема и структура проведенного исследования представлена на рисунке 2.1, его хронологическая карта и реестр оцениваемых показателей – в таблице 2.1.

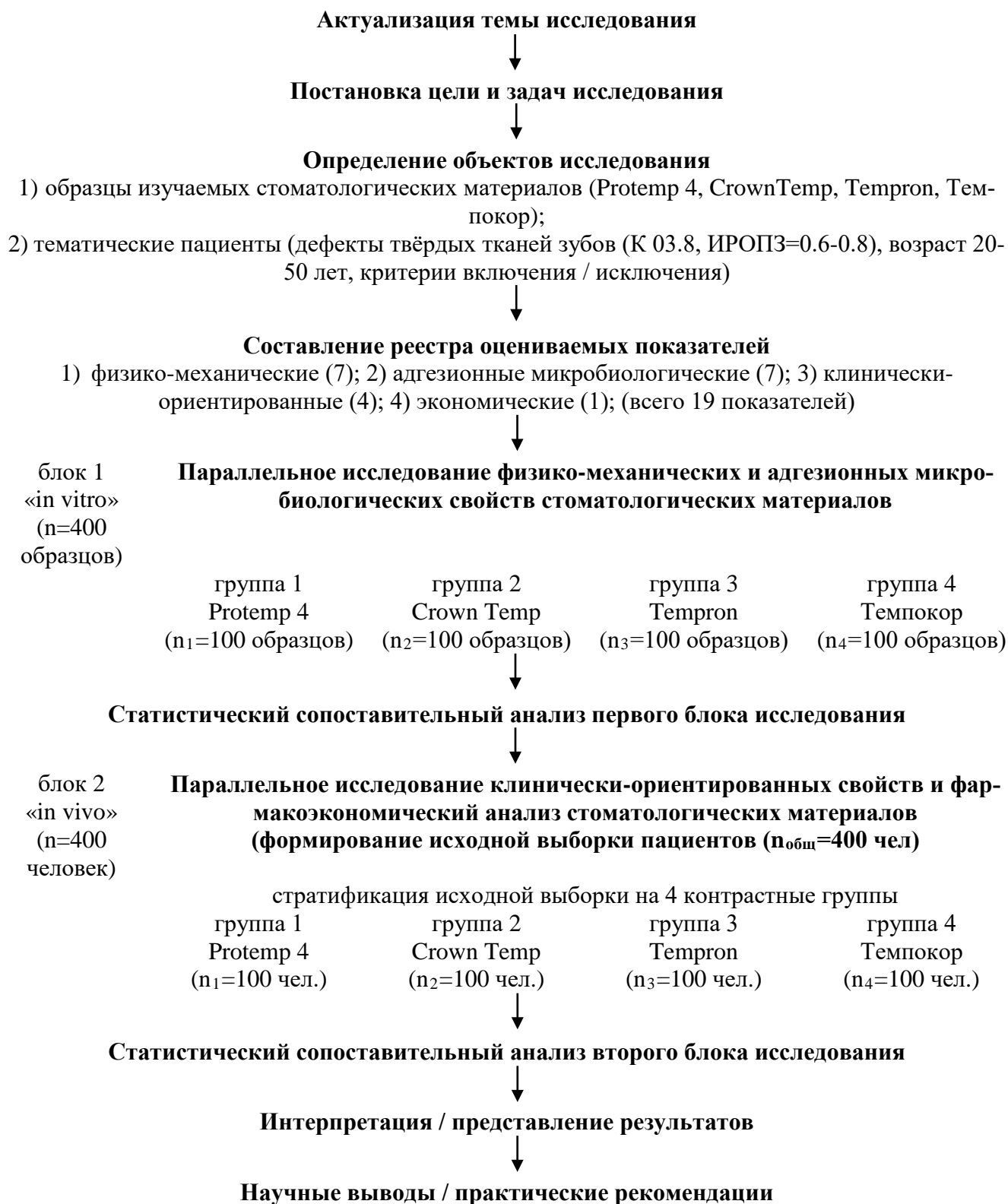


Рисунок 2.1 – Дизайн исследования (часть 1: принципиальная схема / структура проведенного исследования)



Таблица 2.1 – Дизайн исследования (часть 2: хронологическая карта и реестр оцениваемых показателей)

Реестр оцениваемых показателей:				Хронологическая карта:		
№ n/n		единицы измерения	оптимальные значения	контрольные точки (этапы) наблюдения		
				«по факту»	исходные данные	через 14 сут.
<b>Блок 1:</b>						
<b>1. Физико-механические показатели:</b>						
1.1	микротвёрдость	HV	max	+		
1.2	прочность при диаметральном разрыве	МПа	max	+		
1.3	прочность при изгибе	МПа	max	+		
1.4	модуль упругости	ГПа	max	+		
1.5	шероховатость	мкм	min	+		
1.6	максимальная температура разогрева при отверждении	°C	min	+		
1.7	цветостабильность	баллы	min	+		
<b>2. Адгезионные микробиологические показатели:</b>						
2.1	адгезия Streptococcus mutans	у.е.	min	+		
2.2	адгезия Streptococcus sanguinis	у.е.	min	+		
2.3	адгезия Porphyromonas gingivalis	у.е.	min	+		
2.4	адгезия Prevotella intermedia	у.е.	min	+		
2.5	адгезия Fusobacterium nucleatum	у.е.	min	+		
2.6	адгезия Candida albicans	у.е.	min	+		
2.7	адгезия Candida krusei	у.е.	min	+		
<b>Блок 2:</b>						
<b>3. Клинически-ориентированные показатели:</b>						
3.1	папиллярно-маргинально- альвеолярный индекс гингивита (РМА)	%	min		+	+
3.2	индекс гигиенического состояния полости рта (ОHI-S)	у.е.	min		+	+
3.3	«трещины / сколы материала временной конструкции», случаи	%	min		+	+
3.4	процент «нарушений фиксации»	%	min			+
<b>4. Экономические показатели:</b>						
4.1	коэффициент экономических расходов в пересчёте на конкретного пациента (K <sub>эркп</sub> )	руб.	min	+		

Примечание: «+» обозначает фактическое выполнение оценки показателя на конкретном этапе наблюдения.

Первый блок исследований проводился на четырех независимых выборках образцов стоматологических материалов ( $n_1, n_2, n_3, n_4$ , по 100 соответственно). В экспериментальных условиях был выполнен статистический сопоставительный анализ физико-механических и адгезионных микробиологических показателей (рисунок 2.1).

Второй блок исследований проводился в четырех независимых выборках пациентов ( $n_1, n_2, n_3, n_4$ , по 100 чел. соответственно). В клинических условиях был выполнен статистический сопоставительный анализ клинически-ориентированных и экономических показателей (рисунок 2.1).

Необходимость оценки степени дефекта твёрдых тканей зубов для определения тактики его лечения неизбежно приводит к проблеме классификации [104, 123]. Классификационное положение дефектов твёрдых тканей зубов в системе МКБ-10 и МКБ-С представлено в таблице 2.2 [77].

Таблица 2.2 – Классификационное положение дефектов твёрдых тканей зубов в Международной классификации болезней

код МКБ-10	нозологическая форма
К 02	кариес зубов:
К 00.30	флюороз зубов
К 00.4	нарушение формирования зубов
К 00.5	наследственные нарушения структуры зуба, не классифицированные в других рубриках
К 03.1	сошлифовывание зубов
К 03.2	эрозия зубов
К 03.3	патологическая резорбция зубов
К 03.8	другие уточнённые болезни твёрдых тканей зубов

Исходя из целей и задач настоящего исследования, а также из наиболее частой встречаемости именно кариозных причин формирования дефектов твёрдых тканей зубов, оптимальной рабочей классификацией является их распределение в соответствии с индексом разрушения окклюзионной поверхности зуба (ИРОПЗ) по В.Ю. Миликевичу (1984) [76]. Индекс представляет собой отношение площади дефекта (полости, пломбы) ( $S_{дефект}$ ) к площади окклюзионной поверхности зуба ( $S_{оклюз.пов}$ ) и рассчитывается в долях единицы по формуле 2.1:

$$ИРОПЗ = \frac{S_{дефект}}{S_{окклюз.пов}}, \quad (2.1)$$

Классификация ИРОПЗ очень популярна в современной ортопедической стоматологии, так как позволяет составить правильный план лечения и выбрать оптимальную конструкцию, которая будет максимально эффективно служить пациенту. Индекс рассчитывается для каждого отдельного зуба. Согласно ИРОПЗ, вся окклюзионная поверхность (коронковой части зуба) = 1. В зависимости от степени разрушения коронки, будет подбираться соответствующая конструкция.

Выбор тактики лечения в зависимости от величины ИРОПЗ представлен в таблице 2.3.

Таблица 2.3 – Выбор тактики лечения дефекта твёрдых тканей зуба в соответствии с индексом разрушения его окклюзионной поверхности

Значение ИРОПЗ	Рекомендуемая тактика лечения
< 0,55	<b>терапевтическое вмешательство</b> (благодаря современным фотополимерным пломбировочным материалам можно восстановить подобный дефект коронковой части зуба)
0,55-0,6	<b>ортопедическое лечение с использованием вкладки и коронки</b> (т.к. разрушение окклюзионной поверхности превышает 50% ее общей площади), которая может быть изготовлена в клинике, либо лаборатории; вкладка может быть литой (кобальто-хромовый сплав), композитной, керамической или металлокерамической
0,7-0,8	<b>ортопедическое лечение с использованием культевой вкладки с коронкой</b> ; для установки культевой вкладки предварительно необходимо разработать корневой канал не менее чем на 2/3 длины; в периапикальных тканях не должно быть патологических изменений
> 0,8	<u>если зуб выше уровня десны:</u> <b>применение итифтовых конструкций</b> <u>если зуб ниже уровня десны:</u> <b>удаление зуба</b> с послеоперационным замещением дефекта зубного ряда с помощью мостовидного протеза или дентальной имплантации

Следует отметить, что наиболее часто в поле деятельности специалистов стоматологов-ортопедов, попадают пациенты, имеющие значения ИРОПЗ от 0,6 до 0,8 [64, 84]. Это свидетельствует важнейшем значении лечения дефектов твёрдых тканей зубов способом постановки искусственных коронок (как временных, так и постоянных).

Критерии соответствия. С целью достижения внешней обобщаемости выводов исследования и возможности их применения в сфере практического здравоохранения в настоящей работе были использованы приведенные ниже одинаковые для всех сравниваемых групп критерии включения и исключения (по отношению к исследованию).

Критерии включения:

дефекты твёрдых тканей зубов, требующие изготовления искусственных коронок, индекс разрушения окклюзионной поверхности зуба (ИРОПЗ) = 0,6-0,8 (по классификации Миликевича В.Ю. (1984);

возраст 20-50 лет.

Критерии исключения:

несовпадение по любому из критериев включения;

использование в качестве материалов для изготовления временных несъёмных конструкций иных представителей кроме Protemp 4, Crown Temp, Tempron;

инфекционно-воспалительные и / или аллергические поражения слизистой оболочки полости рта, значения папиллярно-маргинально-альвеолярного индекса гингивита РМА  $\geq 30$  %;

нарушения гигиены полости рта (значения индекса ОНI-S  $> 1,6$  (по J.C. Green и J.R.Vermillion, 1964) [117];

тяжелая общесоматическая патология в стадии суб- или декомпенсации; неотложные состояния.

Стандартизация сравниваемых групп достигалась за счет:

идентичности внутригруппового распределения по возрасту, полу, индексу разрушения окклюзионной поверхности зуба;

характера и методик подготовки к протезированию, собственно протезирования, коррекции после протезирования;

соблюдения критериев включения / исключения.

Условия проведения. Исследование выполнено в условиях:

ортопедического отделения №1 автономного учреждения здравоохранения Воронежской области «Воронежская областная клиническая стоматологическая

поликлиника»; кафедры факультетской стоматологии федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Воронежского государственного медицинского университета имени Н.Н. Бурденко» Министерства здравоохранения Российской Федерации; лаборатории «ВладМиВа» (Белгород); кафедры микробиологии, вирусологии, иммунологии федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Московского государственного медико-стоматологического университета имени А.И. Евдокимова» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Продолжительность и этапы исследования:

запланированная продолжительность исследования: с 2013 по 2017 гг., всего – 5 лет;

фактическая продолжительность периода наблюдения: с 2013 по 2018 гг., всего – 6 лет; отличие от запланированной продолжительности исследования обусловлено необходимостью расширения объема выборок на клиническом этапе;

контрольные точки наблюдения:

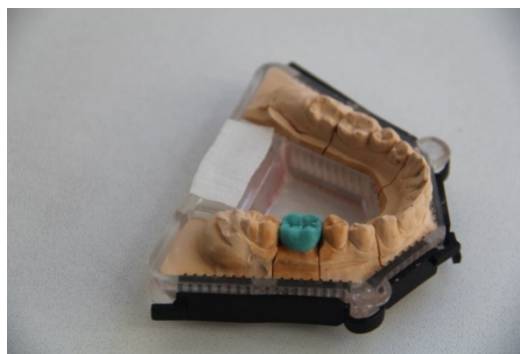
1) для физико-механических, адгезионных микробиологических и экономических показателей – однократное измерение и фиксация результатов «по факту» (одна точка наблюдения);

2) для клинически-ориентированных показателей – оценка «на момент протезирования» и «через 14 суток от момента протезирования» (две точки наблюдения).

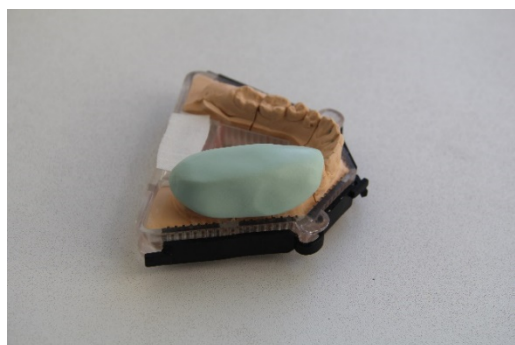
Описание медицинских вмешательств. Клинико-лабораторные этапы протезирования с использованием отечественного материала Темпокор для изготовления временных несъемных конструкций прямым методом представлены на рисунке 2.2. Они приведены в соответствии с клиническими рекомендациями Стоматологической Ассоциации России [57].



а) снятие оттисков силиконовой массой Speedex (Coltene) с верхней и нижней челюстей



б) восковое моделирование временной коронки зуба 4.6



в) изготовление «силиконового ключа» материалом Speedex (Coltene)



г) препарирование зуба 4.6 и формирование материала Темпокор (ВладМиВа) перед внесением его в «силиконовый ключ»



д) готовая временная коронка



е) временная коронка на зубе 4.6 фиксирована в полости рта на Temp Bond NE (Kerr)

Рисунок 2.2 – Иллюстрирующие примеры временного несъёмного протезирования прямым методом материалом Темпокор

В работе были использованы следующие материалы и аппаратура.

Аппаратура: стоматологическая установка Дарта (Россия); безмасляный компрессор ДК 50 (Россия); стул стоматологический Coral (Россия); аппарат для дезинфекции оттисков NYGO JET (Durr Dental, Германия); камера для хранения ин-

струментов Ультра Лайт (Ферропласт, Россия); ультразвуковая ванна Elmasonic (ELMA, Германия); аппарат для смазки наконечников Assistina 301 plus (W&H, Австрия); стоматологическая тумбочка CE-103 (Россия); облучатель воздуха ОРУБн 3-3 кронт (Россия); стерилизатор Hi-STRON N-1200 (KYOWA IRIKA CO LTD, Япония); ванна ультразвуковая ВУ-09 (Ферропласт, Россия); наконечник турбинный TA-98Led SYNEA (W&H, Австрия); аппарат для смешивания оттисковой массы Pentamix 2 (3M ESPE, США); боры для препарирования Mani, Inc (Япония); фрезы стоматологические (КМИЗ, Россия); набор для определения цвета стоматологических протезирующих конструкций Vitapan classical A1-D4 (VITA, Германия).

Материалы: оттисковые силиконовые массы Speedex (Coltene, Швейцария) и Express XT Penta Putty, Ultra Light Body (3M ESPE, Германия), альгинатная масса Hydrogum 5 (Zhermack, Италия); артикуляционная бумага Bausch (Bausch articulating papers, INC. NASHUA, NH 03062, США); материалы для изготовления временных коронок прямым методом Protemp 4 (3M ESPE, Германия), Crown Temp (TBI Company, Германия), Tempron (GC Corporation, Япония), Темпокор (ВладМиВа, Россия); ретракционная нить Ретрикс ЭПИ (Россия); временный цемент Temp Bond NE (Kerr, Италия); стеклоиономерный цемент Fudji I (GC Corporation, Япония); жидкость для высушивания и обезжиривания каналов и твёрдых тканей зубов (Tehno Dent, Россия); раствор местного анестетика Septanest 1:100 000 (Франция).

Исходы исследования приведены в главе описания результатов. При этом основным исходом исследования является появление / отсутствие трещин / сколов материала; нарушения фиксации материала; воспалительных изменений в мягких тканях и изменений гигиенического статуса полости рта; дополнительными исходами – выявления наличия / отсутствия различий по физико-механическим и микробиологическим характеристикам материала Темпокор от материалов-аналогов.

Методы регистрации исходов: 1) инструментальная оценка физико-механических показателей изучаемых материалов; 2) определение первичной адгезии микроорганизмов кариесогенной и пародонтопатогенной группы к

поверхности изучаемых материалов; 3) стоматоскопический осмотр; 4) фиксация жалоб пациентов.

Регистрация исходов происходила при условии стандартизированного протоколирования всех полученных данных. Подробное описание примененных для этого методов приведено в главах 2.2 – 2.6.

Этическая экспертиза. В соответствии с рекомендациями WAME (The World Association of Medical Editors) характер и протокол исследования проверены этическим комитетом ГБОУ ВПО ВГМА имени Н.Н. Бурденко МЗ РФ (протокол № 8 от 11.12.2013 г.) [175].

Методика статистического анализа приведена в главе 2.6.

### 2.1.2 Материалы исследования

Материал исследования был представлен: образцами стоматологических материалов Protemp 4, Crown Temp, Tempron и Темпокор; пациентами, соответствовавшими диагнозу «К 03.8 Другие уточнённые болезни твёрдых тканей зубов. Дефект твёрдых тканей зубов»; ИРОПЗ = 0,6–0,8; возраст 20–50 лет; соблюдение критериев включения / исключения.

Стратификация объектов и участников исследования на 4 группы по 100 в составе каждого блока производилась по сравниваемым стоматологическим материалам (рисунок 2.1 и таблица 2.4).

Таблица 2.4 – Количество и стратификация объектов и участников исследования на сравниваемые группы

Блок исследований	Группа	Объект исследования	n	Фактор стратификации (материал)
первый	n <sub>1</sub>	образцы материала	100	Protemp 4
	n <sub>2</sub>	образцы материала	100	CrownTemp
	n <sub>3</sub>	образцы материала	100	Tempron
	n <sub>4</sub>	образцы материала	100	Темпокор
второй	n <sub>1</sub>	пациенты	100	Protemp 4
	n <sub>2</sub>	пациенты	100	CrownTemp
	n <sub>3</sub>	пациенты	100	Tempron
	n <sub>4</sub>	пациенты	100	Темпокор



Верификация диагноза «К 03.8 Другие уточнённые болезни твёрдых тканей зубов. Дефект твёрдых тканей зубов» осуществлялась на основе стоматоскопического осмотра с последующим рентгенологическим подтверждением.

Внутригрупповое распределение пациентов по возрастной, гендерной принадлежности и ИРОПЗ в таблице 2.5.

Таблица 2.5 – Материал исследования (количество обследованных пациентов, распределение по возрасту, полу, индексу разрушения окклюзионной поверхности зубов в сравниваемых группах)

<b>1. Возрастное и гендерное распределение</b>								
Блок исследования	Исследуемые группы	n, чел.	Возраст, лет			Пол		
			20-30	31-40	41-50	муж.	жен.	
первый	абсолютные значения, чел.							
	n <sub>1</sub>	100	11	37	52	34	66	
	n <sub>2</sub>	100	11	37	52	34	66	
	n <sub>3</sub>	100	11	37	52	34	66	
	n <sub>4</sub>	100	11	37	52	34	66	
	всего	400	44	148	208	136	264	
	относительные значения, %							
	n <sub>1</sub>	100	11	37	52	34	66	
	n <sub>2</sub>	100	11	37	52	34	66	
	n <sub>3</sub>	100	11	37	52	34	66	
	n <sub>4</sub>	100	11	37	52	34	66	
	всего	400	11	37	52	34	66	
	<b>2. Распределение по степени разрушения окклюзионной поверхности зуба</b>							
	Блок исследования	Исследуемые группы	n, чел.	Значения ИРОПЗ				
0,6				0,7	0,8			
второй	абсолютные значения, чел.							
	n <sub>1</sub>	100	80	10	10			
	n <sub>2</sub>	100	80	10	10			
	n <sub>3</sub>	100	80	10	10			
	n <sub>4</sub>	100	80	10	10			
	всего	400	320	40	40			
	относительные значения, %							
	n <sub>1</sub>	100	80	10	10			
	n <sub>2</sub>	100	80	10	10			
	n <sub>3</sub>	100	80	10	10			
	n <sub>4</sub>	100	80	10	10			
	всего	400	320	40	40			

Следует заключить что данные, представленные на рисунке 2.1 и в таблице 2.5, убедительно свидетельствуют в пользу статистической сопоставимости сравниваемых групп пациентов по возрасту, полу и ИРОПЗ, различающихся по единственному контрастному признаку – материалу временной несъёмной конструкции.

Материал Protemp 4, представлен на рисунке 2.3, в настоящее время является «эталонным» представителем своего класса: это композиционный материал на основе BISEMA (бисфенол А этоксилированного диметакрилата), который обладает следующими ключевыми характеристиками:

повышенная трещиностойкость и, следовательно, более высокая прочность и долговечность, чем у хорошо зарекомендовавшего себя материала для изготовления временных конструкций Protemp 3;

предел прочности на изгиб и сжатие (это подтверждают результаты испытаний с моделированием жевательной нагрузки, максимально приближенной к «in vivo»-ситуации);

усовершенствованные эстетические свойства благодаря естественному блеску и флуоресценции; превосходная устойчивость цвета;

повышенное удобство при использовании и сокращение продолжительности процедуры изготовления конструкций, без полировки и глазурирования; ингибирующий слой меньше, чем у аналогов, благодаря чему его проще удалить;

высокий уровень удовлетворенности среди специалистов.

Благодаря своим характеристикам материал Protemp 4, является достаточно распространенным и имеющим лучшие характеристики и отзывы специалистов среди материалов своего класса [71].

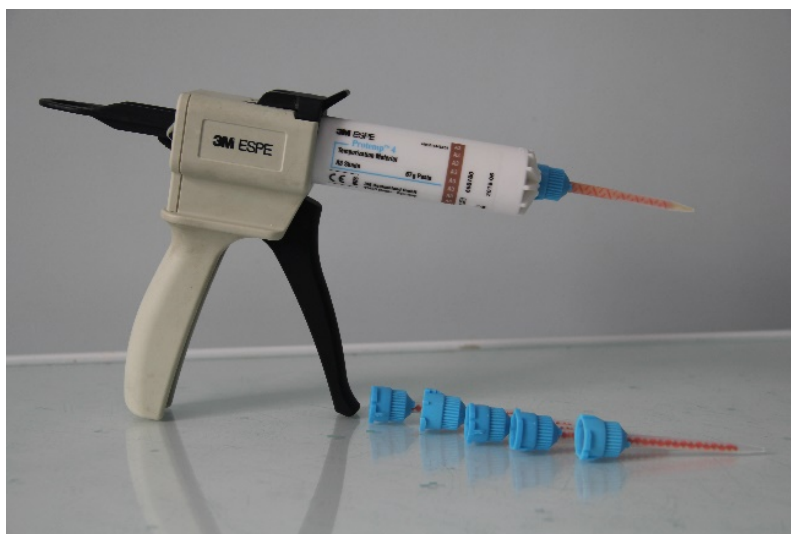


Рисунок 2.3 – Форма выпуска материала Protemp 4

Материал Crown Temp, представленный на рисунке 2.4, также композиционный самозамешивающийся пастообразный на основе мультифункциональных метакрилатов, интересен тем, что обладает высокой окончательной твёрдостью, оставаясь при этом высокоэластичным. В этом материале отсутствуют метилметакрилаты. Имеет при этом высокую сопротивляемость, демонстрирует очень хорошие показатели на изгиб и абразивность, имеет маленькую усадку и хорошо припасовывается. Эстетика характеризуется оптимальной зеркальной полировкой, очень прозрачной поверхностью, высокой цветовой стабильностью и флюоресцентностью [43].



Рисунок 2.4 – Форма выпуска материала Crown Temp

Материал Tempron некомпозиционный материал типа «порошок / жидкость» (стандартное соотношение 1,0 г / 0,5 мл), на основе метилметакрилатов [45]. Являющийся на сегодняшний день наиболее распространенным в практической деятельности профильных специалистов, рисунок 2.5.



Рисунок 2.5 – Форма выпуска материала Tempron

Темпкор – полимерный композиционный материал на основе DUDMA (диуретандиметакрилата), в виде двух паст (основной и каталитической) [44]. Полученные в результате смешивания равных количеств паст композитный цемент отверждается в течение короткого времени с образованием прочного материала, рисунок 2.6.



Рисунок 2.6 – Форма выпуска материала Темпкор

Как упоминалось выше, производилась сравнительная оценка (по параметрам, указанным в таблице 2.1) четырех альтернативных друг другу материалов:

Protemp 4 (3M ESPE, Германия) (группа  $n_1 = 100$  чел.);

Crown Temp (TBI Company, Германия) (группа  $n_2 = 100$  чел.);

Tempron (GC Corporation, Япония) (группа  $n_3 = 100$  чел.);

Темпкор (ВладМиВа, Россия) (группа  $n_4 = 100$  чел.).

Основным исследуемым материалом является новый композиционный материал Темпкор, что обусловлено тем, что он представляет собой относительно новую отечественную разработку, сопоставимую по составу с импортными аналогами, но недостаточно применяемую в стоматологической практике. В России нет иных композиционных аналогов импортных стоматологических материалов.

Три альтернативных Темпкор материала исследованы в качестве материалов сравнения.

Выбор материала Protemp 4 для сравнения обусловлен стремлением к достижению эталонизации исследования: он композиционный, является достаточно распространенным и имеющим лучшие характеристики и отзывы специалистов среди материалов своего класса.

Выбор материала Crown Temp обусловлен необходимостью сравнения с наиболее близким импортным аналогом – он не только композиционный, но и идентичный Темпкор по химическому составу.

Выбор материала Tempron для сравнения обусловлен тем, что этот некомпозиционный материал на настоящий момент является наиболее распространенным в практической работе профильных специалистов.

Результаты сравнительного исследования заявленных материалов по выбранным показателям представлены в главе 3.

### **2.1.3 Методы исследования**

Реализация данной работы предусматривает получение и оценку 19 информативных показателей, отражающих эффективность протезирования методом постановки временных несъемных коронок.

В связи с постановкой цели и задач настоящего исследования его методологическая платформа включает следующие методы:

1. Методы получения эмпирических данных – это:

1.1 Инструментальная оценка физико-механических свойств (для изучения показателей микротвёрдости, прочности при диаметральной разрыве и изгибе, модуля упругости, шероховатости, максимальной температуры разогрева при отверждении и цветостабильности сравниваемых стоматологических материалов);

1.2 Оценка адгезионных микробиологических свойств (для изучения адгезии микроорганизмов пародонтопатогенных группы к сравниваемым материалам с помощью модифицированной экспериментальной методики Царёва В.Н. с соавт., 1998) [128];

1.3 Стоматоскопический метод (для оценки клинически-ориентированных показателей – степени воспалительных изменений в тканях десны и гигиенического статуса полости рта с помощью индексов РМА и ОНI-S соответственно, а также повреждений и нарушений фиксации временных несъёмных конструкций);

1.4 Метод фармако-экономического анализа (с вычислением коэффициента экономических расходов в пересчете на конкретного пациента).

2. Методы анализа эмпирических данных – это статистические методы:

2.1 Методы вариационной статистики;

2.2 Методы рейтинговой оценки.

## **2.2 Методы инструментальной оценки физико-механических показателей исследуемых стоматологических материалов**

Обоснование выбора методов. Для оценки физико-механических свойств изучаемых стоматологических материалов были исследованы 7 базисных физико-механических показателей, утвержденных по ГОСТ Р 5102-98 от 29 сентября 1998 года «Материалы стоматологические полимерные восстановительные: технические требования, методы испытаний», а именно показатели микротвёрдости, прочности при диаметральной разрыве, прочности при изгибе, модуля упругости, шероховатости, максимальной температуры разогрева при отверждении и цветостабильности [31].

База исследования. Исследования выполнены в лаборатории «ВладМиВа» (Белгород).

Микротвёрдость определяли на микротвердомере Digital display microhardness tester модели HVS-1000В путем индентирования поверхностей отвержденных образцов стоматологических материалов алмазным пирамидальным наконечником (угол внедрения  $136^\circ$ ) под нагрузкой 0,98 Н и измерения линейной величины диагонали полученного отпечатка.

Прочность при диаметральном разрыве определяли официальным способом, включающим следующие этапы:

этап 1: через 3 мин от начала смешивания образцы опускали в сосуд с дистиллированной водой и помещали в термостат ( $37,0 \pm 1,00$  °С) на 24 ч;

этап 2: через 24 ч материал извлекали из воды, обсушивали фильтровальной бумагой и измеряли толщину каждого образца;

этап 3: образец устанавливали цилиндрической поверхностью на столик испытательной разрывной машины Instron, далее образцы материалов подвергали равномерному сжимающему усилию до полного разрушения при скорости движения траверсы 10 мм / мин; сжимающую нагрузку прикладывали в диаметральном направлении к образцу в виде цилиндра (как указано на рисунке 2.7), при этом напряжение сжатия вызывает растягивающие усилия в плоскости приложения нагрузки.

этап 4: прочность при диаметральном разрыве рассчитывали по формуле 2.2:

$$T_p = \frac{2P}{\pi DL}, \quad (2.2)$$

где:  $T_p$  – прочность при диаметральном разрыве, МПа;  $P$  – нагрузка при разрушении, Н;  $D$  – диаметр образца, мм;  $L$  – толщина образца, мм [31].

Прочность при изгибе определялась методом трехточечного изгиба, включающим следующие этапы:

этап 1: непосредственно перед испытанием приспособление для испытания на изгиб и образцы термостатировали при  $37,0 \pm 1,00$  °С в течение 10 мин;

этап 2: образцы материала в виде балок  $2 \times 2 \times 25$  мм (рисунок 2.7) переносили в разрывную машину «Instron», обеспечивающую скорость перемещения

нагружающего устройства или траверсы  $0,75 \pm 0,25$  мм/мин и максимальную нагрузку – 5000 Н; образцы нагружали до разрушения и деформации, записывали значение разрушающей нагрузки и диаграмму «нагрузка-деформация»;

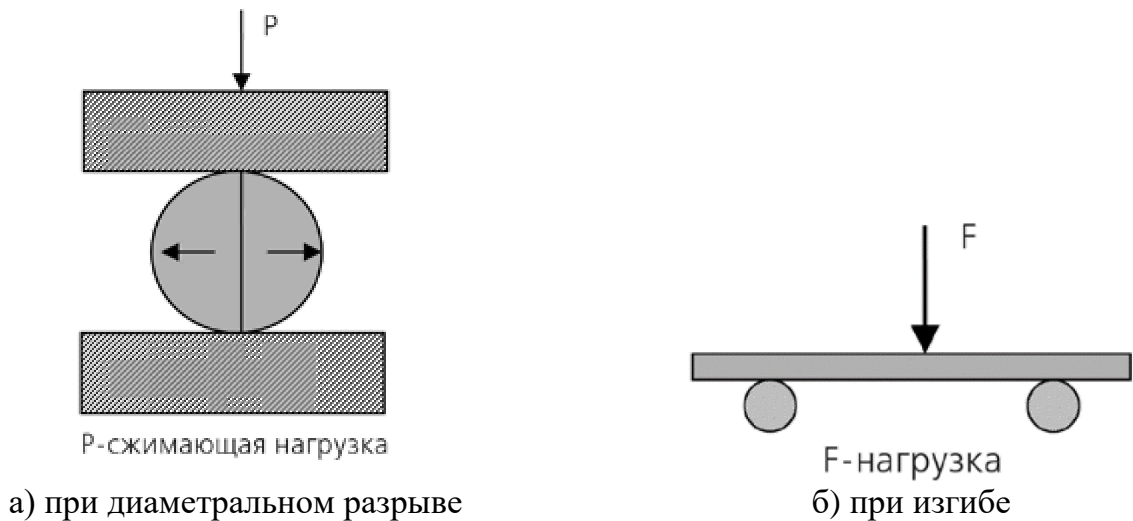


Рисунок 2.7 – Схема испытаний образцов стоматологических материалов на прочность

этап 3: прочность при изгибе рассчитывали по формуле 2.3:

$$\sigma_{изг} = \frac{3FL}{2bh^2}, \quad (2.3)$$

где:  $\sigma_{изг}$  – прочность при изгибе, МПа;  $F$  – нагрузка при разрушении образца, Н;  $L$  – расстояние между опорами с точностью до 0,01 мм;  $b$  – ширина образца, измеренная непосредственно перед началом испытания, мм;  $h$  – высота образца, измеренная непосредственно перед началом испытания, мм [31].

Модуль упругости определялся перманентно в рамках того же способа, что и для оценки прочности изгиба при разрыве. Определение производилось по формуле 2.4:

$$E = \frac{F_1 L^3}{4bh^3 d}, \quad (2.4)$$



где:  $F_1$  – нагрузка в области упругой деформации образца, выбранная на прямолинейном участке диаграммы «Нагрузка-деформация», Н;  $d$  – деформация при выбранной нагрузке  $F_1$ , мм. [31].

Шероховатость поверхностей (в мкм) отверждённых образцов стоматологических материалов после окончательной полировки (Clean polish, Kerr) проводили на профилометре TR 100 с допустимой погрешностью, не превышающей 7 %.

Максимальная температура разогрева материала при отверждении (полимеризации) определялась следующим способом. Смешанный, по инструкции производителя, стоматологический материал закладывали в форму с термопарой, термостатированной при температуре 37 °С. Регистрировали изменение температуры каждые 15 секунд до момента достижения максимальной температуры.

Расчёт величин, указанных выше физико-механических показателей и их статистический анализ проводился автоматически в программе Bluehill-3.

Цветостабильность изучаемых стоматологических материалов определялась с помощью «кофе-теста», включающего 2 этапа:

этап 1: образцы материалов для изготовления временных конструкций инкубировались в растворе кофе (температура 37 °С, время экспозиции – 3 сут.);

этап 2: проводили визуальное сравнение этих образцов с контрольными, не подверженными инкубации в растворе кофе; изменение оттенка оценивали по цветовой шкале VITA и при помощи прибора VITA Easyshade V (рисунок 2.8).



Рисунок 2.8 –Прибор VITA Easyshade

Шкала VITA представляет собой стандартизирующую систему визуального восприятия оттенков зубов, обозначенную в буквенно-цифровом формате (рисунок 2.9). Как правило, такое обозначение используется как в России, так и в Европе. Инструмент представляет собой рейку, на которую прикреплены модели зубов, имеющие следующие групповые отличия оттенков:

- А – красновато-коричневые;
- В – красновато-желтоватые;
- С – серые;
- Д – красновато серые.



Рисунок 2.9 – Шкала VITA для определения цвета зубов и оттенков белизны

Справа от букв (группы оттенков) ставится цифровое обозначение яркости от 1 до 4, где 1 – наиболее яркий оттенок, 4 – наиболее тусклый. Так, сначала определяется буквенное значение (тип оттенка), а затем цифровое (уровень яркости) яркости.

В результате образуется шкала «оттенка-яркости» цвета зубов в диапазоне: «A1, A2, A3, A4, B1, B2, ... D4». Прибор VITA Easyshade V, используя принцип спектрофотометрии, определяет значение «оттенка-яркости» автоматически.

### **2.3 Экспериментальная методика оценки адгезии микроорганизмов кариесогенной и пародонтопатогенной группы к исследуемым стоматологическим материалам**

Применена оценка первичной адгезии тестовых микроорганизмов к образцам базисных материалов в эксперименте «in vitro» по авторской методике Царёва В.Н. с соавт. (1998) [128].

Обоснование выбора метода. Данная методика позволяет с высокой точностью соотносить исходное количество микроорганизмов тест-культуры, нанесённых на поверхность материала, и количество из-них, которое прилипло к материалу из расчёта на единицу площади поверхности ( $n/1 \text{ см}^2$ ), тем самым объективно определяя количественный уровень адгезии.

База исследования. Исследование выполнено на кафедре микробиологии, вирусологии, иммунологии ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава России под руководством автора методики, доктора медицинских наук, профессора, Виктора Николаевича Царёва.

Подготовительный этап исследования. Для проведения эксперимента использовали культуры микроорганизмов кариесогенной и пародонтопатогенной группы:

анаэробных и факультативно-анаэробных бактерий – *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sanguis*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Fusobacterium nucleatum*;

грибов *Candida albicans* и *Candida krusei*.

Культуру анаэробных бактерий культивировали на 5 % кровяном гемин-агаре в анаэроостате, заполненном газовой смесью, состоящей из 10 %  $\text{H}_2$ , 80 %  $\text{N}_2$  и 10 %  $\text{CO}_2$  при  $t^\circ = 37^\circ$  в течение 24–48 ч. Культуру грибов выращивали в аэробных условиях на среде Сабуро при комнатной температуре в течении 2-х сут.

Техника метода включала выполнение следующих этапов:

этап 1: использовались образцы материалов после полимеризации с поверхностью в форме полусферы диаметром 0,5 см, которые были отполированы с помощью полировочных дисков и паст; на их поверхность помещали взвесь тест-культур микроорганизмов (рисунок 2.10), количество микроорганизмов в 1 мл взвеси составляло: бактерий –  $10^8$  CFU, грибов –  $10^6$  CFU;

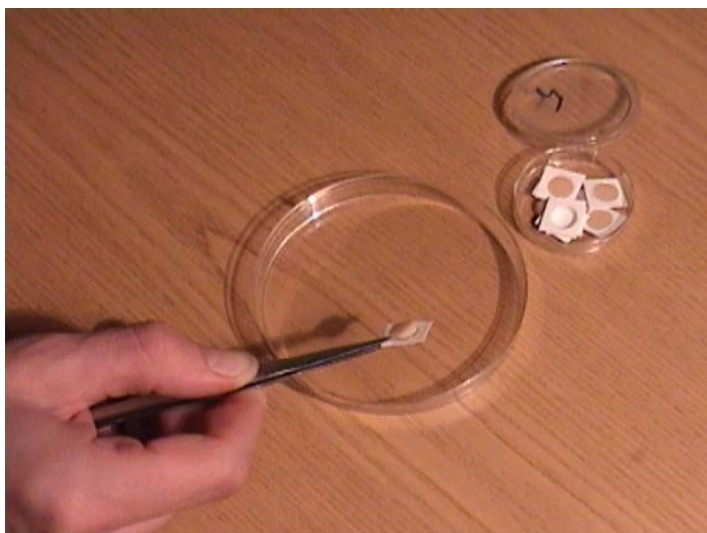


Рисунок 2.10 – Подготовка образцов исследуемых материалов

этап 2: инкубация с целью создания наиболее благоприятных условий для сохранения жизнеспособности микроорганизмов: 1) для облигатно-анаэробных бактерий:  $t^{\circ} = 4^{\circ}\text{C}$ , время экспозиции – 10 мин; 2) для остальных образцов: комнатная температура, время экспозиции – 10 мин., рисунок 2.11;

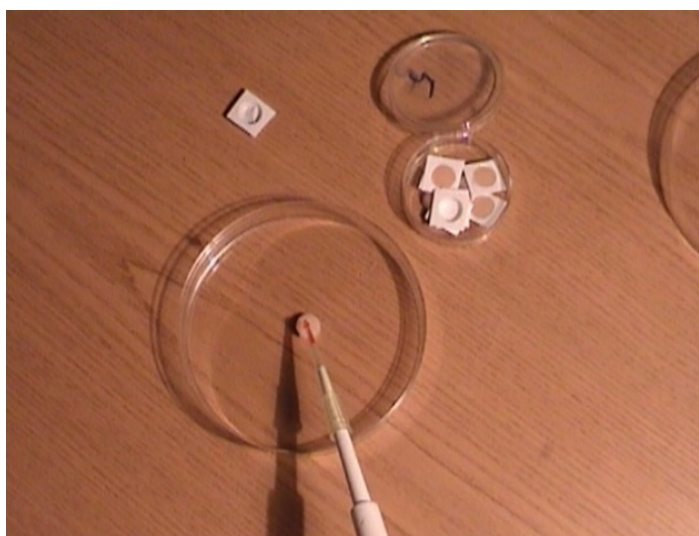


Рисунок 2.11 – Нанесение взвеси культуры микроорганизмов на поверхность образца

этап 3: после инкубации образцы троекратно промывались стерильным физиологическим раствором и помещались в ёмкости со стерильной средой АС в количестве 1 мл; данные ёмкости устанавливались в ультразвуковую мойку Геософт (Россия) и обрабатывались в течение 10 минут частотой 60 кГц, рисунок 2.12;

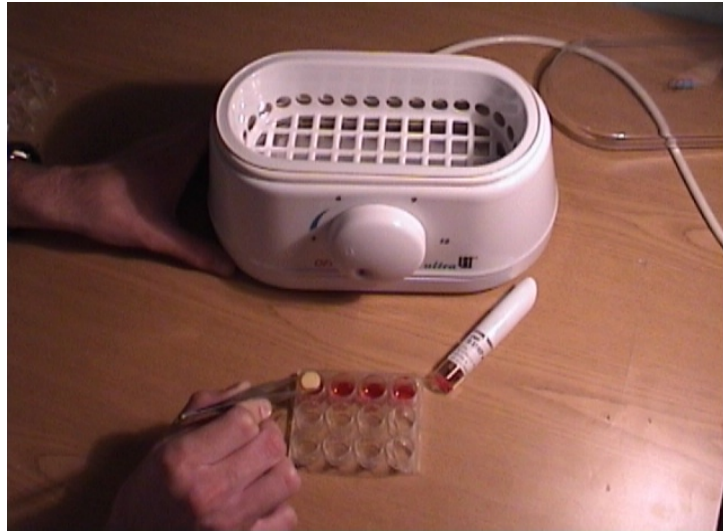


Рисунок 2.12 – Помещение образцов материала после промывания в камеру для удаления прилипших клеток в ультрафиолетовой ванночке

этап 4: из каждой ёмкости, содержащей образец исследуемого материала, проводился забор 40 мкл среды АС и осуществлялся секторальный высев на 5 % кровяной гемин-агар;

этап 5: по завершении времени культивирования, указанном выше, проводили подсчёт количества изолированных колоний, выросших из бактерий, прилипших к образцу материала в пересчёте на 1 см<sup>2</sup> площади поверхности образца, рисунок 2.13;

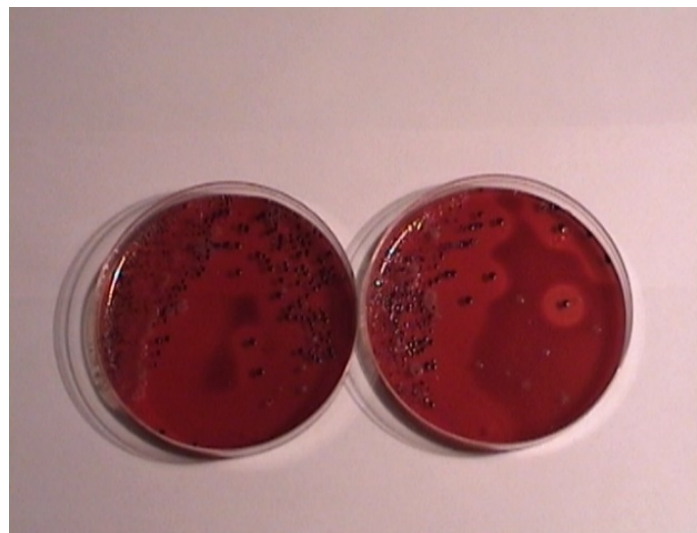


Рисунок 2.13 – Рост колоний после снятия адгезированных клеток

этап б: в завершение рассчитывали индекс адгезии для каждой из исследуемых тест-культур по формуле 2.5:

$$I_a = \frac{\lg A}{\lg N}, \quad (2.5)$$

где:  $I_a$  – индекс адгезии;  $A$  – количество адгезированных микроорганизмов;  $N$  – исходное количество бактерий взвеси [128].

Полученные данные позволяли сравнить уровень адгезии микробных клеток «in vitro» к основным классам исследуемых стоматологических материалов.

## **2.4 Методы оценки клинически-ориентированных показателей исследуемых стоматологических материалов**

### **2.4.1 Папиллярно-маргинально-альвеолярный индекс гингивита**

Папиллярно-маргинально-альвеолярный индекс позволяет судить о протяженности и тяжести гингивита. Использовалась методика Massler M. и Schour D. (1948) в модификации Parma C. (1960), заключающейся в выражении результатов не в абсолютных единицах, а процентах [117].

Определение. В процессе исследования для каждого зуба визуально оценивается уровень воспалительного процесса в тканях пародонта. При регистрации результатов исследования используются следующие условные обозначения:

- 1 балл – воспаление сосочка;
- 2 балла – воспаление маргинальной десны;
- 3 балла – воспаление альвеолярной десны.

Далее производится вычисление индекса по формуле 2.6:

$$PMA = \left( \frac{\sum \text{баллов}}{3n} \right) 100\%, \quad (2.6)$$

где:  $\Sigma_{баллов}$  – сумма полученных баллов;  $n$  – количество зубов; 3 – коэффициент усреднения [19].

Интерпретация по значению индекса:

меньше или равно 30 % – гингивит лёгкой степени;

от 30 до 60 % – гингивит средней степени;

больше или равно 60 % – гингивит тяжёлой степени.

#### 2.4.2 Индекс гигиены полости рта (ОИ-S)

Для определения индекса гигиены полости рта в работе была применена известная методика J.C.Green и J.R.Vermillion (1964).

Согласно данному подходу, определение индекса гигиены полости рта заключается в оценке площади поверхности зуба, покрытой налетом и / или зубным камнем, не требует использования специальных красителей. Для определения исследуется щёчная поверхность 16 и 26, губная поверхность 11 и 31, язычная поверхность 36 и 46, перемещая кончик зонда от режущего края в направлении десны.

В процессе исследования последовательно оценивается наличие зубного налета и наддесневого зубного камня.

Оценка зубного налета. При регистрации результатов исследования используются следующие условные обозначения:

0 – отсутствие зубного налета;

1 – зубной налет покрывает до 1/3 площади поверхности зуба;

2 – зубной налет покрывает от 1/3 до 2/3 площади поверхности зуба;

3 – зубной налет покрывает более 2/3 площади поверхности зуба.

Оценка зубного камня производится по такому же принципу.

Долевое значение индекса вычисляется по формуле 2.7:

$$ОИ - S = \left( \frac{\Sigma 3Н}{6} \right) + \left( \frac{\Sigma 3К}{6} \right), \quad (2.7)$$

где:  $\Sigma 3Н$  – сумма оценок зубного налета;  $\Sigma 3К$  – сумма оценок зубного камня; 6 – количество обследованных зубов [19].

Интерпретация представлена в таблице 2.6.

Таблица 2.6 – Определение уровня гигиены полости рта по индексу ОНІ-S

значение	оценка индекса	оценка гигиены полости рта
0,0 – 0,6	низкий	хорошая
0,7 – 1,6	средний	удовлетворительная
1,7 – 2,5	высокий	неудовлетворительная
≥ 2,6	очень высокий	плохая

### 2.4.3 Оценка повреждений и нарушений фиксации временных несъёмных конструкций

Исследование производилось в 2 этапа:

этап 1: исходная визуальная оценка изготовленных коронок на предмет отсутствия трещин и сколов при помощи увеличительных стекол с четырёхкратным увеличением; использованию в протезировании допускались только бездефектные конструкции.

этап 2: через 14 суток при стоматоскопическом осмотре, после установки пациентам временных несъёмных конструкций, определялись случаи появления трещин, сколов, нарушений фиксации; количество этих случаев выражалось в процентах от группы.

## 2.5 Метод фармако-экономического анализа

Экономический анализ диагностики и лечения дефектов твёрдых тканей зубов преследовал определение затрат на диагностику и лечение в пересчете на конкретного пациента.

С данной целью был использован анализ типа «затраты – эффективность» с вычислением коэффициента экономических расходов в пересчете на конкретного пациента по формуле 2.8:

$$K_{эпкп} = \frac{\sum zdn}{n}, \quad (2.8)$$



где:  $K_{эрекп}$  – фактическое значение экономических расходов на диагностику и лечение в пересчете на конкретного пациента, руб.;  $\Sigma здл$  – общая сумма прямых затрат на диагностику и лечение, руб.;  $n$  – количество случаев оказания медицинской помощи по оцениваемому заболеванию (количество пациентов) [56, 102, 170].

Минимальные значения коэффициента говорят о высоком, максимальные – о низком уровне экономической эффективности медицинской помощи.

Для технической реализации экономических оценок был использован программный комплекс 1С: Бухгалтерия 8.2.

## **2.6 Методы статистического анализа полученных результатов**

В данном пункте полностью описана методология и приведена статистическая структура выполненного клинического исследования. С точки зрения математической статистики данная работа представляет собой продольное проспективное нерандомизированное исследование по клинико-лабораторному обоснованию применения нового композиционного материала Темпкор для временного протезирования.

### **2.6.1 Методы вариационной статистики**

Для оценки уровня статистической значимости межгрупповых различий были применены методы вариационной статистики [72, 73, 126]. Протокол статистической обработки полученных результатов (по всем показателям) включал 5 основных этапов:

этап 1: создание базы данных по исследуемым показателям по сравниваемым группам (занесение вариационных рядов в интегрированную электронную таблицу);

этап 2: тестирование характера распределения значений исследуемого показателя в группах на предмет соответствия закону нормального распределения Гаусса;

этап 3: выбор критерия оценки статистической значимости межгрупповых различий в зависимости от характера распределения значения исследуемого показателя в сравниваемых группах;

этап 4: получение с помощью выбранного критерия точного значения  $p$  – уровня статистической значимости межгрупповых различий;

этап 5: представление и интерпретация результатов.

Для показателей, которые не имеют «статистического разброса» (например, частота повреждений и нарушений фиксации временных несъемных коронок в группе), производилось вычисление их относительного уровня в процентах в каждой из групп с последующим рейтинговым сопоставлением.

Для показателей, которые имеют «статистический разброс» (например, значения физико-механических или адгезионных микробиологических показателей), в каждой из групп вычислялось центральное значение показателя и его «статистический разброс» (применяемые для этого методы определялись характером распределения значений показателя и спецификой условий проведения статистического анализа на конкретной стадии исследования). После этого определялся уровень значимости различий между группами (применяемые для этого критерии также определялись характером распределения значений показателя).

Характер распределения значений исследуемых показателей оценивался с помощью  $W$ -критерия Шапиро-Уилка. Выбор критерия обоснован тем, что он, в отличие от аналогов, не «требует» предварительного вычисления среднего квадратического отклонения по выборке или его знания «a priori», а также является наиболее мощным и универсальным и при этом наиболее «строгим» из перечисленных (например, в большей степени, чем, аналогичные критерии Лиллиефорса и Колмогорова-Смирнова) [33, 34, 104].

Для сравнения двух независимых групп (необходимо отметить, что в данном исследовании фигурируют только независимые группы) применялся параметрический  $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок (при наличии нормального распределения) или непараметрический  $U$ -критерий Манна-Уитни (при отсутствии нормального распределения).

Для решения проблемы множественных сравнений (одновременного сравнения более двух групп) применялся параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA (при наличии нормального распределения исследуемого

признака во всех сравниваемых группах) или непараметрический однофакторный анализ Краскела-Уолисса (при отсутствии нормального распределения исследуемого признака хотя-бы в одной из сравниваемых групп). Для апостериорного сравнения групп (выявления из всей совокупности групп конкретных пар, которые различаются статистически значимо) применялся критерий Шеффе.

Представление результатов. Результаты представлялись в формате ««центральное» значение показателя, «статистический разброс», название статистического критерия оценки межгрупповых различий, точное значения «р». При соответствии распределения значений оцениваемого показателя закону нормального распределения результаты представлялись в формате « $M \pm s$ », где  $M$  – среднее арифметическое,  $s$  – среднее квадратическое отклонение. При несоответствии распределения значений оцениваемого показателя закону нормального распределения результаты представлялись в формате « $Me (LQ; UQ)$ », где  $Me$  – медиана,  $LQ$  и  $UQ$  – верхний и нижний квартили.

Интерпретация результатов. Межгрупповые различия показателей считались статистически значимыми при  $p \leq 0,05$ , т.е. вероятности безошибочного прогноза 95 % и более.

### **2.6.2 Рейтинговая оценка на основе расчёта интегрального показателя методом сумм**

**Обоснование метода.** Комплексная (интегральная) оценка эффективности использования стоматологических материалов представляет собой ее характеристику, полученную в результате комплексного исследования, одновременного и согласованного изучения совокупности показателей, отражающих все (или многие) аспекты эффективности применения, и содержащую обобщающие выводы об этом на основе выявления качественных и количественных отличий от базы сравнения. Она служит индикатором состояния качества материалов в их изучаемой совокупности, критерием сравнительного оценивания эффективности использования, основой возможных вариантов выбора конкретного материала среди аналогов, а также показателей ожидаемых результатов их применения в будущем. В настоящем ис-

следовании задача сводится к определению комплексной оценки стоматологических материалов на основе системы показателей с агрегированием различных приемов качественного и количественного анализа. При этом эффективность применения конкретного материала может сравниваться с эффективностью применения других материалов. В данном случае происходит превращение комплексной оценки в сравнительную комплексную оценку стоматологических материалов.

Для получения обобщающих комплексных применяют различные методы сведения различных показателей в единый интегральный показатель [10, 26]. Сведение ряда показателей в единый интегральный показатель позволяет определить отличие конкретного материала от базы сравнения в целом по группе выбранных показателей, а также построить рейтинг сравниваемых материалов (числовой или порядковый показатель, отображающий важность или значимость конкретного материала среди сравниваемых).

Для решения задачи сравнительной комплексной оценки физико-механических, адгезионных микробиологических и клинически-ориентированных свойств исследуемых материалов в данной работе применен способ детерминированной комплексной оценки, в котором интегральный показатель получается методом сумм [10]. Для этого производится суммирование фактических значений или же показатель рассчитывается для каждого стоматологического материала по формуле 2.9:

$$K_j = \sum_{i=1}^n \frac{x_{ij}^{\phi}}{x_{ij}^{\bar{\phi}}}, \quad (2.9)$$

где  $x_{ij}^{\phi}, x_{ij}^{\bar{\phi}}$  – соответственно фактическое и базисное значение  $i$ -го показателя для  $j$ -го материала ( $i=1, 2, \dots, n; j=1, 2, \dots, m$ ) [10].

Результаты, основанные на расчете комплексной оценки по методу сумм с простым суммированием, помещаются в таблицу 2.7.

Таблица 2.7 – Пример таблицы итоговой рейтинговой оценки сравниваемых стоматологических материалов с помощью получения интегрального показателя из частных показателей свойств методом сумм

Место в рейтинге по:	Стоматологические материалы			
	Protemp 4 (n <sub>1</sub> = 100)	CrownTemp (n <sub>2</sub> = 100)	Tempron (n <sub>3</sub> = 100)	Темпкор (n <sub>4</sub> = 100)
- частному показателю 1	3	4	2	1
- частному показателю 2	1	3	4	2
- частному показателю 3	1	3	4	2
- частному показателю 4	2	3	4	1
- частному показателю 5	1	2	3	4
- частному показателю 6	1	3	4	2
- частному показателю 7	2	3	1	2
<b>Интегральный показатель(сумма):</b>	11	21	22	14
<b>Кол-во частных показателей:</b>	7	7	7	7
<b>М</b>	1,6	3	3,14	2
<b>Итоговый рейтинг, место:</b>	1	3	4	2

Метод сумм представляет собой частный случай многокритериальной оптимизации, в котором используется «манхеттенская норма», которая удовлетворяет оптимальности по Парето [59].

Необходимыми условиями применимости метода сумм являются:

однонаправленность исследуемых показателей (большее значение любого частного показателя расценивается как лучшее, а, соответственно, меньшее – как худшее, или наоборот); однонаправленность частных показателей позволяет ранжировать материалы по возрастанию (убыванию) значений интегрального показателя; в случае, если в группу «попадает» неоднонаправленный показатель, его значения учитываются с противоположным знаком;

одинаковая значимость частных показателей или принципиальная невозможность ее установить (например, мы не можем утверждать, какой из физико-механических показателей имеет большее или меньшее функциональное значение) [10].

Недостатком метода сумм является возможность высокой оценки результатов по интегральному показателю при значительном отставании по какому-либо частному показателю, которое покрывается за счет высоких достижений по другим частным показателям [10].

Таким образом, выбор метода основан на его соответствии цели исследования, возможности соблюдения в настоящем исследовании необходимых условий его применимости и учета недостатков.

Техника метода:

этап 1: производится суммирование фактических стандартизированных значений показателей, входящих в группу (например, физико-механических, адгезионных микробиологических, клинически-ориентированных);

этап 2: результаты, основанные на расчете комплексной оценки по методу сумм с простым суммированием, заносятся в таблицу 2.7, что позволяет определить место конкретного материала в рейтинге (физико-механических, адгезионных микробиологических, клинически-ориентированных, экономических) свойств.

Техническое обеспечение. Вся статистическая обработка полученных данных производилась в автоматизированном режиме посредством персонального компьютера Asus на основе процессора Intel (R) Core (TM) 2 Quad CPU Q 9550 @ 2,83 ГГц 2,00 ГБ ОЗУ с операционной системой Microsoft Windows® XP Professional Service Pack 3 версия 5.1. и стандартных пакетов прикладных программ. Были применены программы MS Excel XP и Statsoft Statistica 6.0.

### Глава 3. Результаты собственных исследований

#### 3.1 Результаты сравнительного анализа физико-механических показателей исследуемых материалов

Результаты оценок изучаемых физико-механических показателей сравниваемых стоматологических материалов для временных коронок показали следующее.

Предварительная оценка характера распределения значений, оцениваемых 7 физико-механических параметров с помощью *W*-критерия Шапиро-Уилка показала его соответствие закону нормального распределения Гаусса во всех сравниваемых группах (таблица 3.1), что явилось обоснованием применения параметрических критериев вариационной статистики для последующего сравнительного анализа [25, 30, 62, 148].

Таблица 3.1 – Результаты оценок характера распределения значений исследуемых физико-механических показателей сравниваемых стоматологических материалов

№ п/п	Показатель	Единицы измерения	Стоматологические материалы			
			Protemp 4 (n <sub>1</sub> = 100)	Crown Temp (n <sub>2</sub> = 100)	Tempron (n <sub>3</sub> = 100)	Темпкор (n <sub>4</sub> = 100)
			<i>W</i> -критерий Шапиро-Уилка, точные значения <i>p</i>			
1	микротвёрдость	HV	0,077855	0,067853	0,078899	0,067855
2	прочность при диаметральном разрыве	МПа	0,067899	0,087809	0,067834	0,077864
3	прочность при изгибе	МПа	0,081155	0,067854	0,078867	0,067889
4	модуль упругости	ГПа	0,079951	0,067888	0,079999	0,077856
5	шероховатость	мкм	0,077855	0,067859	0,068888	0,067945
6	максимальная температура разогрева при отверждении	°С	0,078831	0,068851	0,066782	0,077844
7	цветостабильность	баллы	0,078954	0,077855	0,067809	0,064838

Детализация вариационных статистик значений исследуемых физико-механических показателей сравниваемых стоматологических материалов представлена в таблице 3.2, уровней статистической значимости различий между ними – в таблице 3.3.

Таблица 3.2 – Результаты статистического анализа физико-механических показателей исследуемых стоматологических материалов (часть 1: вариационная статистика)

Материал	<i>n</i> , измерений	<i>M</i>	$\pm s$	<i>m</i>
<b>1. Микротвёрдость, HV:</b>				
Protemp 4	100	15,9	0,91	0,091
Crown Temp	100	14,2	0,46	0,046
Tempron	100	16,4	0,90	0,090
Темпокор	100	21,1	0,48	0,048
<b>2. Прочность при диаметральном разрыве, МПа:</b>				
Protemp 4	100	52,0	6,20	0,620
Crown Temp	100	37,1	2,90	0,290
Tempron	100	28,6	2,10	0,210
Темпокор	100	44,4	1,30	0,130
<b>3. Прочность при изгибе, МПа:</b>				
Protemp 4	100	91,2	9,80	0,980
Crown Temp	100	77,9	3,60	0,360
Tempron	100	65,2	5,00	0,500
Темпокор	100	83,6	7,40	0,740
<b>4. Модуль упругости, ГПа:</b>				
Protemp 4	100	2,7	0,25	0,250
Crown Temp	100	2,1	0,44	0,440
Tempron	100	1,8	0,14	0,140
Темпокор	100	2,8	0,39	0,390
<b>5. Шероховатость, мкм:</b>				
Protemp 4	100	0,14	0,06	0,006
Crown Temp	100	0,17	0,02	0,002
Tempron	100	0,20	0,03	0,003
Темпокор	100	0,21	0,03	0,003
<b>6. Максимальная температура разогрева при отверждении, °С:</b>				
Protemp 4	100	41,1		
Crown Temp	100	42,0		
Tempron	100	43,5		
Темпокор	100	41,2		
<b>7. Цветостабильность, баллы:</b>				
Protemp 4	100	0,5	0,013	0,0013
Crown Temp	100	1,0	0,023	0,0023
Tempron	100	0,35	0,009	0,0009
Темпокор	100	0,5	0,014	0,0014



Таблица 3.3 – Результаты статистического анализа физико-механических показателей исследуемых стоматологических материалов (часть 2: апостериорное сравнение групп: параметрический t-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе, в таблице приведены точные значения p)

<i>Статистические различия считаются значимыми при <math>p &lt; 0,05</math></i>				
Независимые группы	Protemp 4 ( $n_1 = 100$ )	Crown Temp ( $n_2 = 100$ )	Tempron ( $n_3 = 100$ )	Темпокор ( $n_4 = 100$ )
<b>1. Микротвёрдость, HV:</b>				
Protemp 4 ( $n_1=100$ )		<i>0,040897</i>	<i>0,053999</i>	<i>0,040744</i>
Crown Temp ( $n_2=100$ )	<i>0,040897</i>		<i>0,040199</i>	<i>0,040177</i>
Tempron ( $n_3=100$ )	<i>0,053999</i>	<i>0,040199</i>		<i>0,040877</i>
Темпокор ( $n_4=100$ )	<i>0,040744</i>	<i>0,040177</i>	<i>0,040877</i>	
<b>2. Прочность при диаметральной разрыве, МПа:</b>				
Protemp 4 ( $n_1=100$ )		<i>0,000196</i>	<i>0,000587</i>	<i>0,000993</i>
Crown Temp ( $n_2=100$ )	<i>0,000196</i>		<i>0,000555</i>	<i>0,000188</i>
Tempron ( $n_3=100$ )	<i>0,000587</i>	<i>0,000555</i>		<i>0,000977</i>
Темпокор ( $n_4=100$ )	<i>0,000993</i>	<i>0,000188</i>	<i>0,000977</i>	
<b>3. Прочность при изгибе, МПа:</b>				
Protemp 4 ( $n_1=100$ )		<i>0,000777</i>	<i>0,000999</i>	<i>0,000939</i>
Crown Temp ( $n_2=100$ )	<i>0,000777</i>		<i>0,000779</i>	<i>0,000986</i>
Tempron ( $n_3=100$ )	<i>0,000999</i>	<i>0,000779</i>		<i>0,000999</i>
Темпокор ( $n_4=100$ )	<i>0,000939</i>	<i>0,000986</i>	<i>0,000999</i>	
<b>4. Модуль упругости, ГПа:</b>				
Protemp 4 ( $n_1=100$ )		<i>0,040113</i>	<i>0,039911</i>	<i>0,051999</i>
Crown Temp ( $n_2=100$ )	<i>0,040113</i>		<i>0,038611</i>	<i>0,040891</i>
Tempron ( $n_3=100$ )	<i>0,039911</i>	<i>0,038611</i>		<i>0,020188</i>
Темпокор ( $n_4=100$ )	<i>0,051999</i>	<i>0,040891</i>	<i>0,020188</i>	
<b>5. Шероховатость, мкм:</b>				
Protemp 4 ( $n_1=100$ )		<i>0,040118</i>	<i>0,049911</i>	<i>0,040177</i>
Crown Temp ( $n_2=100$ )	<i>0,040118</i>		<i>0,040879</i>	<i>0,030187</i>
Tempron ( $n_3=100$ )	<i>0,049911</i>	<i>0,040879</i>		<i>0,052999</i>
Темпокор ( $n_4=100$ )	<i>0,040177</i>	<i>0,030187</i>	<i>0,052999</i>	
<b>6. Максимальная температура разогрева при отверждении, °C:</b>				
Protemp 4 ( $n_1=100$ )		<i>0,040155</i>	<i>0,040112</i>	<i>0,040193</i>
Crown Temp ( $n_2=100$ )	<i>0,040155</i>		<i>0,040888</i>	<i>0,030875</i>
Tempron ( $n_3=100$ )	<i>0,040112</i>	<i>0,040888</i>		<i>0,040118</i>
Темпокор ( $n_4=100$ )	<i>0,040193</i>	<i>0,030875</i>	<i>0,040118</i>	
<b>7. Цветостабильность, баллы:</b>				
Protemp 4 ( $n_1=100$ )		<i>0,040123</i>	<i>0,043881</i>	<i>0,111111</i>
Crown Temp ( $n_2=100$ )	<i>0,040123</i>		<i>0,040113</i>	<i>0,043888</i>
Tempron ( $n_3=100$ )	<i>0,043881</i>	<i>0,040113</i>		<i>0,040111</i>
Темпокор ( $n_4=100$ )	<i>0,111111</i>	<i>0,043888</i>	<i>0,040111</i>	

Примечание: курсивом выделены статистически значимые уровни различий.

В частности, значения показателя «микротвёрдость» (таблица 3.2) составили:

для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  измерений):  $15,9 \pm 0,91$  HV;

для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  измерений):  $14,2 \pm 0,46$  HV;

для материала Tempron ( $n_3 = 100$  измерений):  $16,4 \pm 0,90$  HV;

для материала Темпокор ( $n_4 = 100$  измерений):  $21,1 \pm 0,48$  HV.

Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.1.

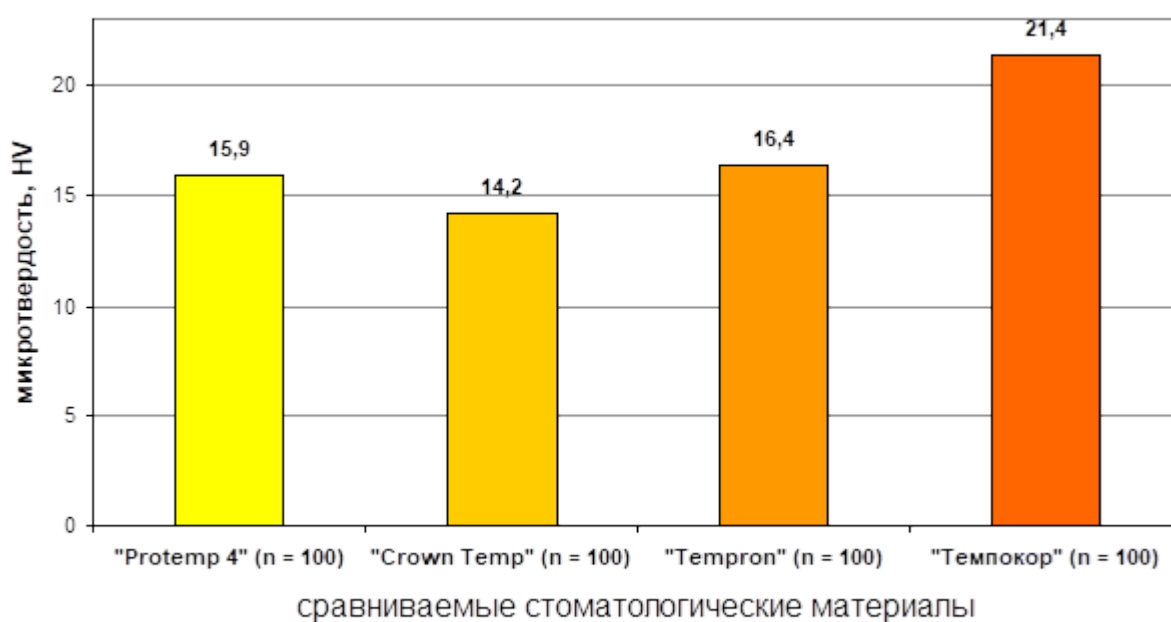


Рисунок 3.1 – Микротвёрдость сравниваемых стоматологических материалов

Статистический анализ выявил наличие статистически значимых различий показателя «микротвёрдость» у сравниваемых стоматологических материалов (параметрический  $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p < 0,05$  во всех случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.2 – 3.3).

Результаты статистического анализа показателя «микротвёрдость» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Темпокор > Tempron > Protemp 4 > Crown Temp.

Таким образом, наилучшим значением показателя обладает материал Темпокор, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Protemp 4, Crown Temp и Tempron.

Значения показателя «прочность при диаметральном разрыве» составили (таблица 3.2):

- для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  измерений):  $52,0 \pm 6,20$  МПа;
- для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  измерений):  $37,1 \pm 2,90$  МПа;
- для материала Tempron ( $n_3 = 100$  измерений):  $28,6 \pm 2,10$  МПа;
- для материала Темпокор ( $n_4 = 100$  измерений):  $44,4 \pm 1,30$  МПа.

Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.2.

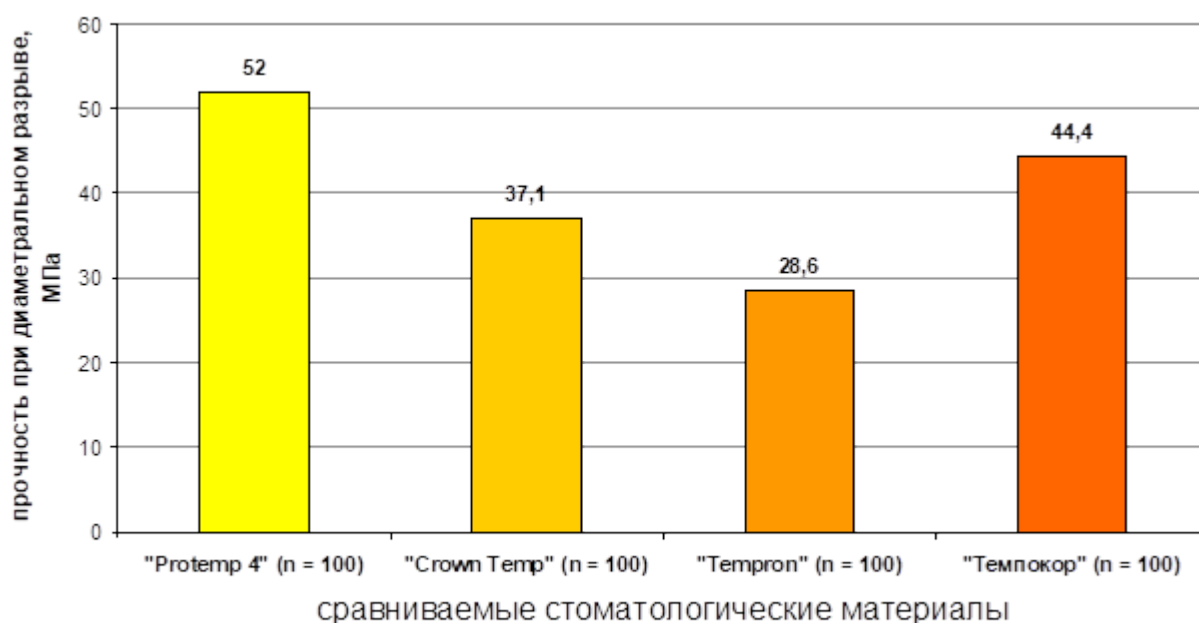


Рисунок 3.2 – Прочность при диаметральном разрыве сравниваемых стоматологических материалов

Статистический анализ выявил наличие статистически значимых различий показателя «прочность при диаметральном разрыве» у сравниваемых стоматологических материалов (параметрический  $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p < 0,05$  во всех случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.2 – 3.3).

Результаты статистического анализа показателя «прочность при диаметральном разрыве» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Protemp 4 > Темпокор > Crown Temp > Tempron.

Таким образом, наилучшим значением показателя обладает материал Protemp 4, однако, основной изучаемый материал Темпкор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Crown Temp и Tempron.

Значения показателя «прочность при изгибе» составили (таблица 3.2):

для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  измерений):  $91,2 \pm 9,90$  МПа;

для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  измерений):  $77,9 \pm 3,60$  МПа;

для материала Tempron ( $n_3 = 100$  измерений):  $65,2 \pm 5,00$  МПа;

для материала Темпкор ( $n_4 = 100$  измерений):  $83,6 \pm 7,40$  МПа.

Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.3.

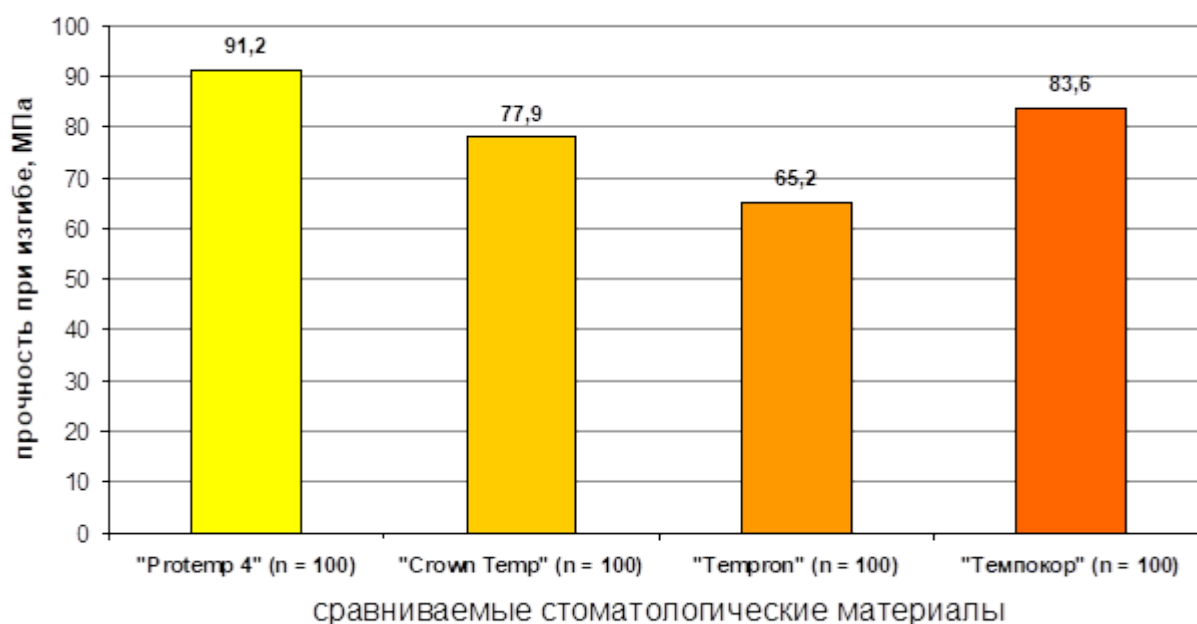


Рисунок 3.3 – Прочность при изгибе сравниваемых стоматологических материалов

Статистический анализ выявил наличие статистически значимых различий показателя «прочность при изгибе» у сравниваемых стоматологических материалов (параметрический t-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p < 0,05$  во всех случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.2 – 3.3).

Результаты статистического анализа показателя «прочность при изгибе» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Protemp 4 > Темпокор > Crown Temp > Tempron.

Значения показателя «модуль упругости» составили (таблица 3.2):

- для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  измерений):  $2,7 \pm 0,25$  ГПа;
- для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  измерений):  $2,1 \pm 0,44$  ГПа;
- для материала Tempron ( $n_3 = 100$  измерений):  $1,8 \pm 0,14$  ГПа;
- для материала Темпокор ( $n_4 = 100$  измерений):  $2,8 \pm 0,39$  ГПа.

Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.4.

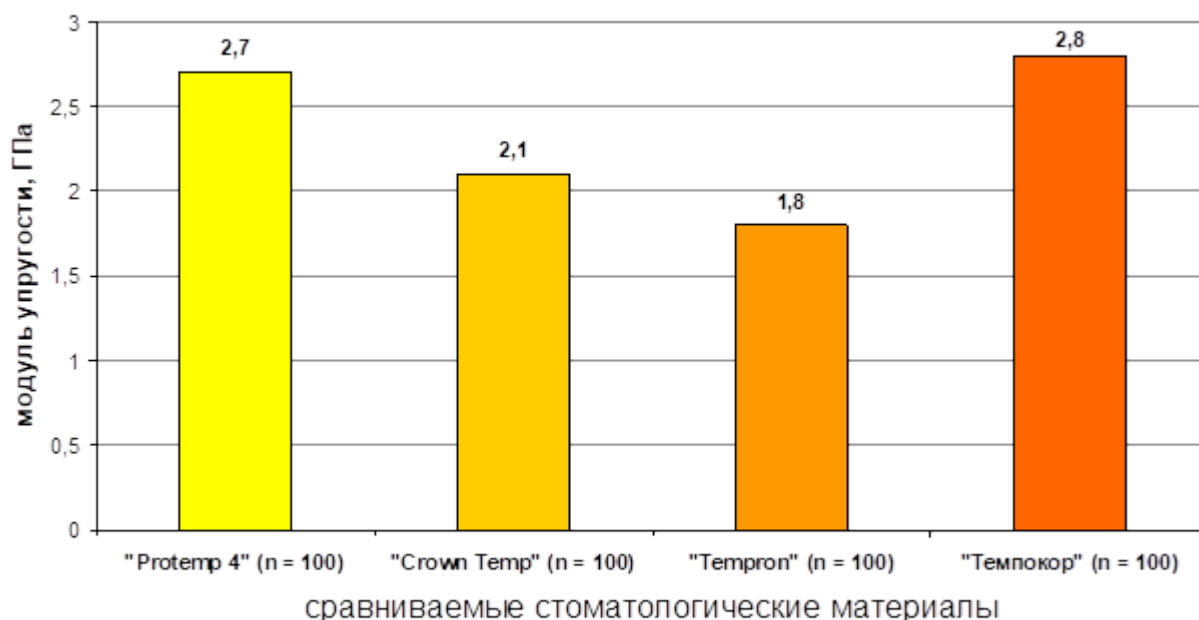


Рисунок 3.4 – Модуль упругости сравниваемых стоматологических материалов

Статистический анализ выявил наличие статистически значимых различий показателя «модуль упругости» у сравниваемых стоматологических материалов (параметрический  $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p < 0,05$  во всех случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.2 – 3.3).

Результаты статистического анализа показателя «модуль упругости» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Темпокор > Protemp 4 > Crown Temp > Tempron.

Наилучшим значением показателя обладает основной изучаемый материал Темпкор, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Protemp 4, Crown Temp и Tempron.

Значения показателя «шероховатость» составили (таблица 3.2):

для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  измерений):  $0,14 \pm 0,06$  мкм;

для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  измерений):  $0,17 \pm 0,02$  мкм;

для материала Tempron ( $n_3 = 100$  измерений):  $0,20 \pm 0,03$  мкм;

для материала Темпкор ( $n_4 = 100$  измерений):  $0,21 \pm 0,03$  мкм.

Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.5.

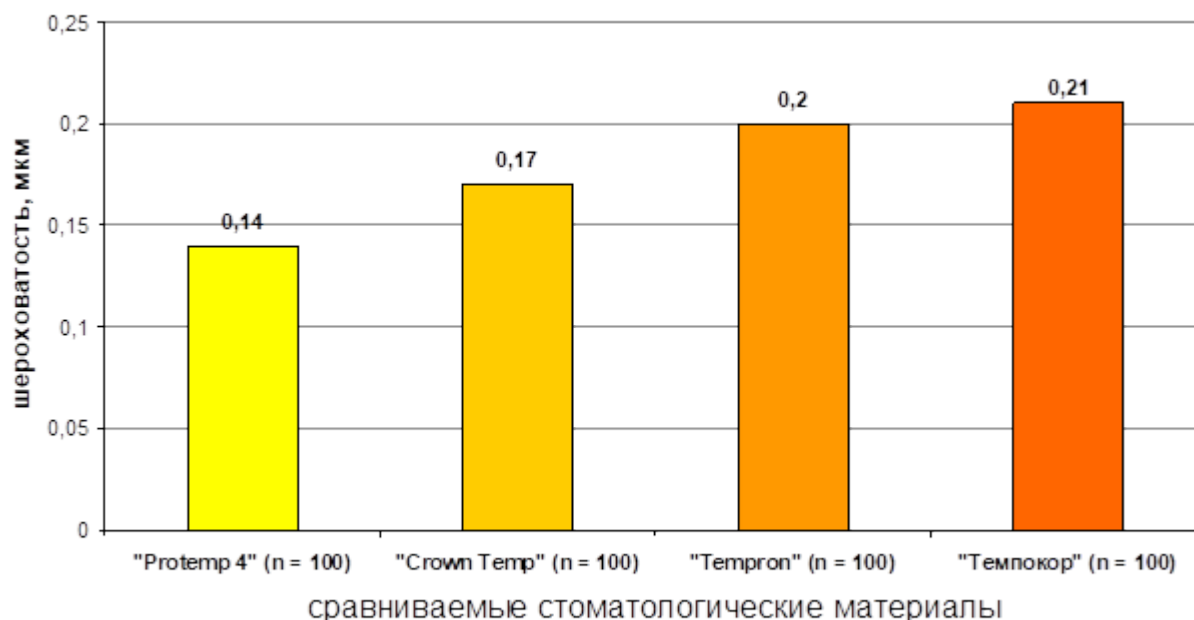


Рисунок 3.5 – Шероховатость сравниваемых стоматологических материалов

Статистический анализ выявил наличие статистически значимых различий показателя «шероховатость» у сравниваемых стоматологических материалов (параметрический t-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p < 0,05$  во всех случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.2 – 3.3).

Результаты статистического анализа показателя «шероховатость» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Protemp 4 > Crown Temp > Tempron > Темпкор.

Наилучшим значением показателя обладает материал Protemp 4, основной изучаемый материал Темпкор, напротив, имеет худшие значения в рейтинге, по нашему мнению, из-за ручного способа замешивания (образование воздушных пор). В настоящее время ЗАО «ОЭЗ «ВладМиВа» разрабатывает систему двойных щприцев для автоматического замешивания материала, что улучшит показатели шероховатости и в целом удобство использования материала в ортопедической практике.

Значения показателя «максимальная температура разогрева при отверждении» составили (таблица 3.2):

- для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  измерений): 41,1 °С;
- для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  измерений): 42,0 °С;
- для материала Tempron ( $n_3 = 100$  измерений): 43,5 °С;
- для материала Темпкор ( $n_4 = 100$  измерений): 41,2 °С;

Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.6.

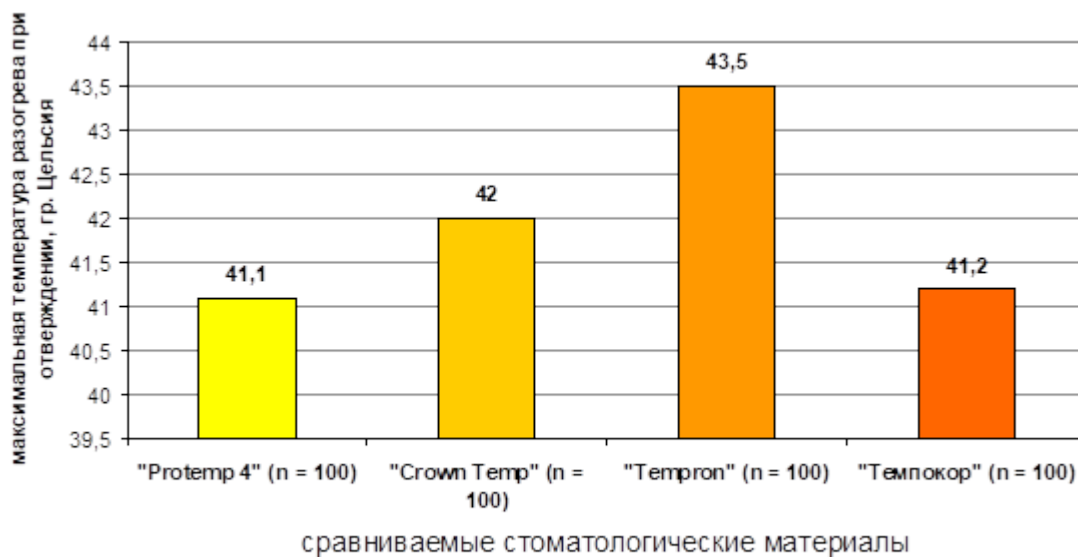


Рисунок 3.6 – Максимальная температура разогрева при отверждении сравниваемых стоматологических материалов

Результаты статистической оценки показателя «максимальная температура разогрева при отверждении» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Protemp 4 > Темпкор > Crown Temp > Tempron.

Значения показателя «цветостабильность» составили (таблица 3.2):  
 для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  измерений):  $0,5 \pm 0,013$  баллов;  
 для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  измерений):  $1,0 \pm 0,023$  баллов;  
 для материала Tempron ( $n_3 = 100$  измерений):  $0,35 \pm 0,009$  баллов;  
 для материала Темпокор ( $n_4 = 100$  измерений):  $0,5 \pm 0,014$  баллов.

Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.7.

Статистический анализ выявил наличие статистически значимых различий показателя «цветостабильность» во всех случаях сравнений стоматологических материалов (параметрический  $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шеффе,  $p < 0,05$ ), за исключением сравнения материалов Protemp 4 и Темпокор, при котором определялось их отсутствие (те же статистические критерии,  $p > 0,05$ ) (таблицы 3.2 – 3.3).

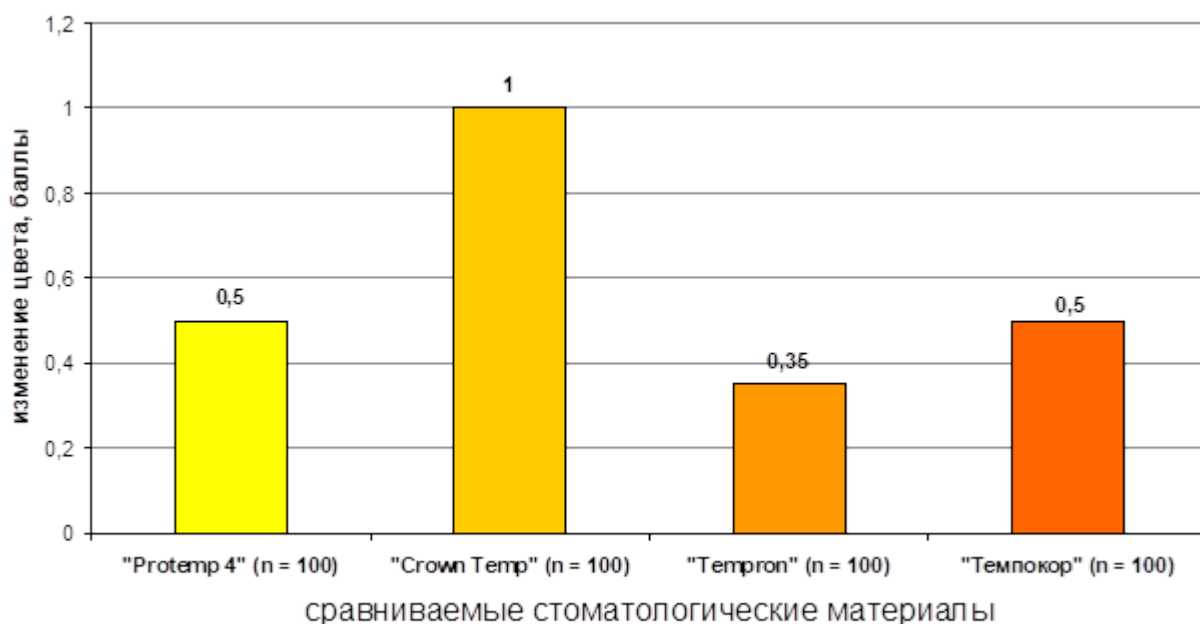


Рисунок 3.7 – Цветостабильность сравниваемых стоматологических материалов (наименьшие «баллы прокрашивания» соответствуют наилучшему результату)

Пример, иллюстрирующий результаты теста цветостабильности исследуемых стоматологических материалов, представлен на рисунке 3.8.



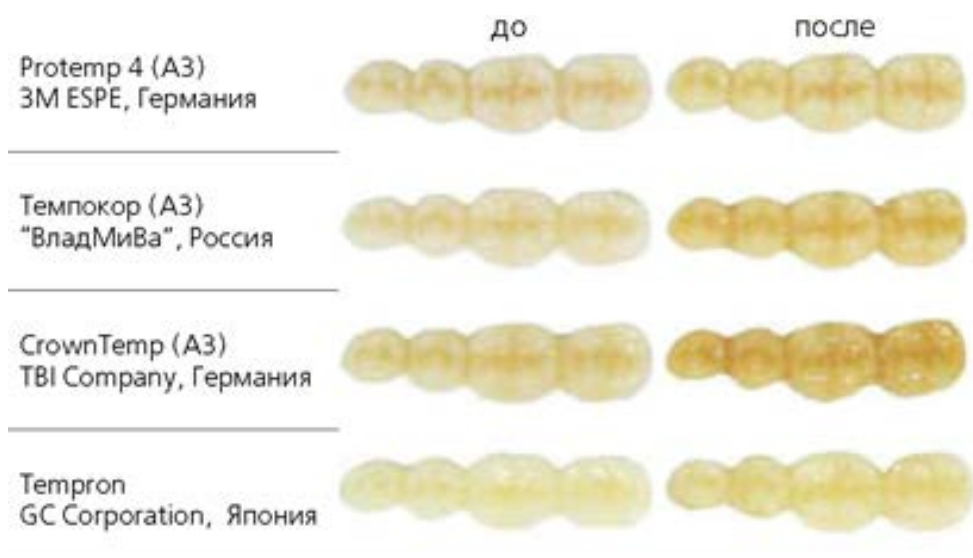


Рисунок 3.8 – Результаты цветостабильности изучаемых стоматологических материалов при «кофе-тесте»

Результаты статистического анализа показателя «цветостабильность» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Tempron > Protemp 4 = Темпкор > Crown Temp.

Наилучшим значением показателя обладает материал Tempron, однако, основной изучаемый материал Темпкор занимает вторую позицию в рейтинге наравне с известным материалом Protemp 4. Наиболее «прокрашивающимся» материалом явился Crown Temp.

Далее, на основании представленных выше данных статистического анализа и доказанных им рейтинговых оценок показателей, изученных в рамках текущего сегмента исследования, с помощью расчёта интегральных коэффициентов (таблица 3.4) был получен итоговый рейтинг полезных физико-механических свойств исследованных материалов, рассчитанный по их интегральному коэффициенту: Protemp 4 > Темпкор > Crown Temp > Tempron.

Таблица 3.4 – Итоговая рейтинговая оценка сравниваемых стоматологических материалов по полезным физико-механическим свойствам

Место в рейтинге по:	Стоматологические материалы			
	Protemp 4 (n <sub>1</sub> = 100)	Crown Temp (n <sub>2</sub> = 100)	Tempron (n <sub>3</sub> = 100)	Темпокор (n <sub>4</sub> = 100)
- микротвёрдости	3	4	2	1
- прочности при диаметральном разрыве	1	3	4	2
- прочности при изгибе	1	3	4	2
- модулю упругости	2	3	4	1
- шероховатости	1	2	3	4
- максимальной температуре разогрева при отверждении	1	3	4	2
- цветостабильности	2	3	1	2
Сумма:	11	21	22	14
Кол-во рейтинговых параметров:	7	7	7	7
М	1,6	3	3,14	2
Итоговый рейтинг, место:	1	3	4	2

Следует заключить, что наилучшими физико-механическими свойствами обладает материал Protemp 4, однако, основной изучаемый материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Crown Temp и Tempron.

### 3.2 Результаты сравнительного анализа адгезионных микробиологических показателей исследуемых материалов

Результаты оценок адгезионных микробиологических показателей сравниваемых стоматологических материалов показали следующее.

Предварительная оценка характера распределения значений, оцениваемых 7 адгезионных микробиологических параметров (к соответствующим биологическим видам микроорганизмов) с помощью *W*-критерия Шапиро-Уилка показала его соответствие закону нормального распределения Гаусса во всех сравниваемых группах (таблица 3.5), что явилось обоснованием применения параметрических критериев вариационной статистики для последующего сравнительного анализа [29, 62, 148].

Таблица 3.5 – Результаты оценок характера распределения значений исследуемых микробиологических показателей сравниваемых стоматологических материалов

№ п/п	Показатель адгезии (по отношению к материалу) микроорганизмов:	Единицы измерения	Стоматологические материалы			
			Protemp 4 (n <sub>1</sub> = 100)	Crown Temp (n <sub>2</sub> = 100)	Tempron (n <sub>3</sub> = 100)	Темпокор (n <sub>4</sub> = 100)
			<i>W</i> -критерий Шапиро-Уилка, точные значения <i>p</i>			
1	<i>Streptococcus mutans</i>	у.е.	0,079955	0,067863	0,078555	0,067738
2	<i>Streptococcus sanguinis</i>	у.е.	0,067569	0,087877	0,067966	0,077961
3	<i>Porphyromonas gingivalis</i>	у.е.	0,089355	0,067981	0,078981	0,067893
4	<i>Prevotella intermedia</i>	у.е.	0,079126	0,067873	0,079787	0,077789
5	<i>Fusobacterium nucleatum</i>	у.е.	0,077999	0,067782	0,068343	0,067677
6	<i>Candida albicans</i>	у.е.	0,078178	0,068985	0,066444	0,077677
7	<i>Candida krusei</i>	у.е.	0,078251	0,077206	0,067869	0,064942

Детализация вариационных статистических значений адгезионных микробиологических показателей сравниваемых стоматологических материалов представлена в таблице 3.6, уровней статистической значимости различий между ними – в таблице 3.7.

Таблица 3.6 – Результаты статистического анализа адгезионных микробиологических показателей исследуемых стоматологических материалов (часть 1: вариационная статистика)

Материал	п, измерений	$M$	$\pm s$	$m$
1. Адгезия к <i>Streptococcus mutans</i> , у.е.:				
Protemp 4	100	0,92	0,20	0,020
Crown Temp	100	0,48	0,10	0,010
Tempcon	100	0,76	0,20	0,020
Темпокор	100	0,58	0,20	0,020
2. Адгезия к <i>Streptococcus sanguinis</i> , у.е.:				
Protemp 4	100	0,45	0,10	0,010
Crown Temp	100	0,46	0,10	0,010
Tempcon	100	0,67	0,10	0,010
Темпокор	100	0,45	0,10	0,010
3. Адгезия к <i>Porphyromonas gingivalis</i> , у.е.:				
Protemp 4	100	0,60	0,10	0,010
Crown Temp	100	0,60	0,20	0,020
Tempcon	100	0,80	0,20	0,020
Темпокор	100	0,60	0,20	0,020
4. Адгезия к <i>Prevotella intermedia</i> , у.е.:				
Protemp 4	100	0,50	0,10	0,010
Crown Temp	100	0,47	0,10	0,010
Tempcon	100	0,50	0,10	0,010
Темпокор	100	0,50	0,10	0,010
5. Адгезия к <i>Fusobacterium nucleatum</i> , у.е.:				
Protemp 4	100	0,81	0,20	0,020
Crown Temp	100	0,40	0,10	0,010
Tempcon	100	0,89	0,20	0,020
Темпокор	100	0,58	0,10	0,010
6. Адгезия к <i>Candida albicans</i> , у.е.:				
Protemp 4	100	0,60	0,10	0,010
Crown Temp	100	0,50	0,10	0,010
Tempcon	100	0,58	0,10	0,010
Темпокор	100	0,50	0,10	0,010
7. Адгезия к <i>Candida krusei</i> , у.е.:				
Protemp 4	100	0,75	0,20	0,020
Crown Temp	100	0,50	0,20	0,020
Tempcon	100	0,71	0,10	0,010
Темпокор	100	0,75	0,20	0,020

Таблица 3.7 – Результаты статистического анализа адгезивных микробиологических показателей исследуемых стоматологических материалов (часть 2: апостериорное сравнение групп: параметрический *t*-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе, в таблице приведены точные значения *p*)

<i>Статистические различия считаются значимыми при p &lt; 0,05</i>				
Независимые группы	Protemp 4 (n <sub>1</sub> = 100)	Crown Temp (n <sub>2</sub> = 100)	Tempron (n <sub>3</sub> = 100)	Темпокор (n <sub>4</sub> = 100)
<b>1 Адгезия к Streptococcus mutans, у.е.:</b>				
Protemp 4 (n <sub>1</sub> =100)		0,011139	0,011257	0,011999
Crown Temp (n <sub>2</sub> =100)	0,011139		0,001389	0,013987
Tempron (n <sub>3</sub> =100)	0,011257	0,001389		0,001633
Темпокор (n <sub>4</sub> =100)	0,011999	0,013987	0,001633	
<b>2. Адгезия к Streptococcus sanguinis, у.е.:</b>				
Protemp 4 (n <sub>1</sub> =100)		0,054999	0,023888	0,111111
Crown Temp (n <sub>2</sub> =100)	0,054999		0,021999	0,054999
Tempron (n <sub>3</sub> =100)	0,023888	0,021999		0,022387
Темпокор (n <sub>4</sub> =100)	0,111111	0,054999	0,022387	
<b>3. Адгезия к Porphyromonas gingivalis, у.е.:</b>				
Protemp 4 (n <sub>1</sub> =100)		0,111111	0,054888	0,111111
Crown Temp (n <sub>2</sub> =100)	0,111111		0,005386	0,111111
Tempron (n <sub>3</sub> =100)	0,054888	0,054386		0,051999
Темпокор (n <sub>4</sub> =100)	0,111111	0,111111	0,051999	
<b>4. Адгезия к Prevotella intermedia, у.е.:</b>				
Protemp 4 (n <sub>1</sub> =100)		0,052777	0,111111	0,111111
Crown Temp (n <sub>2</sub> =100)	0,052777		0,051999	0,053888
Tempron (n <sub>3</sub> =100)	0,111111	0,051999		0,111111
Темпокор (n <sub>4</sub> =100)	0,111111	0,053888	0,111111	
<b>5. Адгезия к Fusobacterium nucleatum, у.е.:</b>				
Protemp 4 (n <sub>1</sub> =100)		0,03988	0,053989	0,033297
Crown Temp (n <sub>2</sub> =100)	0,039888		0,033991	0,034119
Tempron (n <sub>3</sub> =100)	0,053989	0,033991		0,031877
Темпокор (n <sub>4</sub> =100)	0,033297	0,033991	0,031877	
<b>6. Адгезия к Candida albicans, у.е.:</b>				
Protemp 4 (n <sub>1</sub> =100)		0,043999	0,052988	0,043877
Crown Temp (n <sub>2</sub> =100)	0,043999		0,054888	0,111111
Tempron (n <sub>3</sub> =100)	0,052988	0,052988		0,042999
Темпокор (n <sub>4</sub> =100)	0,043877	0,111111	0,042999	
<b>7. Адгезия к Candida krusei, у.е.:</b>				
Protemp 4(n <sub>1</sub> =100)		0,044899	0,054999	0,111111
Crown Temp (n <sub>2</sub> =100)	0,044899		0,053999	0,041888
Tempron (n <sub>3</sub> =100)	0,054999	0,053999		0,053988
Темпокор (n <sub>4</sub> =100)	0,111111	0,041888	0,053988	

Примечание: курсивом выделены статистически значимые уровни различий.

В частности, значения показателя «адгезия *Streptococcus mutans*» составили (таблица 3.6):

для материала Protemp 4 ( $n_1=100$  измерений):  $0,92 \pm 0,20$  у.е.;

для материала Crown Temp ( $n_2=100$  измерений):  $0,48 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Tempron ( $n_3=100$  измерений):  $0,76 \pm 0,20$  у.е.;

для материала Темпокор ( $n_4=100$  измерений):  $0,58 \pm 0,20$  у.е.

Статистический анализ выявил наличие статистически значимых различий показателя «адгезия *Streptococcus mutans*» между всеми сравниваемыми стоматологическими материалами (параметрический  $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p < 0,05$  во всех случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.6 – 3.7).

Результаты статистического анализа показателя «адгезия *Streptococcus mutans*» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Crown Temp > Темпокор > Tempron > Protemp 4.

Наилучшим значением показателя обладает материал Crown Temp, однако, основной изучаемый материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Protemp 4 и Tempron.

Значения показателя «адгезия *Streptococcus sanguinis*» составили (таблица 3.6):

для материала Protemp 4 ( $n_1=100$  измерений):  $0,45 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Crown Temp ( $n_2=100$  измерений):  $0,46 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Tempron ( $n_3=100$  измерений):  $0,67 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Темпокор ( $n_4=100$  измерений):  $0,45 \pm 0,10$  у.е.

Статистический анализ выявил отсутствие статистически значимых различий показателя «адгезия *Streptococcus sanguinis*» между материалами Protemp 4 и Темпокор (параметрический  $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p > 0,05$ ), во всех остальных случаях выявлено наличие статистически значимых различий этого показателя между сравниваемыми стоматологическими материалами (идентичные статистические критерии,  $p < 0,05$ ) (таблицы 3.6–3.7).

Результаты статистического анализа показателя «адгезия *Streptococcus sanguinis*» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Protemp 4 = Темпкор > Crown Temp > Tempron.

Наилучшим и сопоставимым значением показателя обладают материалы Protemp 4 и Темпкор, опережая в рейтинге такие общепризнанные материалы, как Crown Temp и, в особенности, Tempron.

Значения показателя «адгезия *Porphyromonas gingivalis*» составили (таблица 3.6):

для материала Protemp 4 ( $n_1=100$  измерений):  $0,60 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Crown Temp ( $n_2=100$  измерений):  $0,60 \pm 0,20$  у.е.;

для материала Tempron ( $n_3=100$  измерений):  $0,80 \pm 0,20$  у.е.;

для материала Темпкор ( $n_4=100$  измерений):  $0,60 \pm 0,20$  у.е.

Статистический анализ выявил, что по показателю «адгезия *Porphyromonas gingivalis*» между материалами Protemp 4, Crown Temp и Темпкор не существует статистически значимых различий (параметрический  $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p>0,05$  в указанных случаях межгрупповых сравнений). Материал Tempron, напротив, имеет статистически значимые различия по этому показателю от всех других сравниваемых материалов (идентичные статистические критерии,  $p<0,05$  во всех обозначенных случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.6–3.7).

Результаты статистического анализа показателя «адгезия *Porphyromonas gingivalis*» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Protemp 4 = Crown Temp = Темпкор > Tempron.

Наилучшими и эквивалентными значениями показателя обладают известные материалы Protemp 4 и Crown Temp, а также основной исследуемый материал в настоящей работе – Темпкор. Материал Tempron имеет более «отстающие» значения.

Значения показателя «адгезия *Prevotella intermedia*» составили (таблица 3.6):

для материала Protemp 4 ( $n_1=100$  измерений):  $0,50 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Crown Temp ( $n_2=100$  измерений):  $0,47 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Tempron ( $n_3=100$  измерений):  $0,50 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Темпокор ( $n_4=100$  измерений):  $0,50 \pm 0,10$  у.е.

Статистический анализ выявил, что по показателю «адгезия *Prevotella intermedia*» между материалами Protemp 4, Crown Temp и Темпокор не существует статистически значимых различий (параметрический t-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p>0,05$  в указанных случаях межгрупповых сравнений). Материал Tempron, напротив, имеет статистически значимые различия по этому показателю от всех других сравниваемых материалов (идентичные статистические критерии,  $p<0,05$  во всех обозначенных случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.6 – 3.7).

Результаты статистического анализа показателя «адгезия *Prevotella intermedia*» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Protemp 4 = «CrownTemp» = Темпокор > Tempron.

Как и в случае с «адгезией *Porphyromonas gingivalis*», наилучшими и эквивалентными значениями показателя «адгезии *Prevotella intermedia*» обладают известные материалы Protemp 4 и Crown Temp, а также основной исследуемый материал в настоящей работе – Темпокор. Материал Tempron имеет более «отстающие» значения.

Значения показателя «адгезия *Fusobacterium nucleatum*» составили (таблица 3.6):

для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  измерений):  $0,81 \pm 0,20$  у.е.;

для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  измерений):  $0,40 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Tempron ( $n_3 = 100$  измерений):  $0,89 \pm 0,20$  у.е.;

для материала Темпокор ( $n_4 = 100$  измерений):  $0,58 \pm 0,10$  у.е.

Статистический анализ выявил наличие статистически значимых различий показателя «адгезия *Fusobacterium nucleatum*» между всеми сравниваемыми стоматологическими материалами (параметрический t-критерий Стьюдента для не-



связанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p < 0,05$  во всех случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.6–3.7).

Результаты статистического анализа показателя «адгезия *Fusobacterium nucleatum*» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Crown Temp > Темпокор > Protemp 4 > Tempron.

Наилучшим значением показателя обладает материал Crown Temp, однако, основной изучаемый материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Protemp 4 и, в особенности, Tempron.

Значения показателя «адгезия *Candida albicans*» составили (таблица 3.6):

для материала Protemp 4 ( $n_1=100$  измерений):  $0,60 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Crown Temp ( $n_2=100$  измерений):  $0,50 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Tempron ( $n_3=100$  измерений):  $0,58 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Темпокор ( $n_4=100$  измерений):  $0,50 \pm 0,10$  у.е.

Статистический анализ выявил отсутствие статистически значимых различий показателя «адгезия *Candida albicans*» между материалами Crown Temp и Темпокор (параметрический t-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p > 0,05$ ), во всех остальных случаях выявлено наличие статистически значимых различий этого показателя между сравниваемыми стоматологическими материалами (идентичные статистические критерии,  $p < 0,05$ ) (таблицы 3.6 – 3.7).

Результаты статистического анализа показателя «адгезия *Candida albicans*» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Crown Temp = Темпокор > Protemp 4 > Tempron.

Наилучшим и сопоставимым значением показателя обладают материалы Crown Temp и Темпкор, опережая в рейтинге такие общепризнанные материалы, как Protemp 4 и, в особенности, Tempron.

Значения показателя «адгезия *Candida krusei*» составили (таблица 3.6):

для материала Protemp 4 ( $n_1=100$  измерений):  $0,75 \pm 0,20$  у.е.;

для материала Crown Temp ( $n_2=100$  измерений):  $0,50 \pm 0,20$  у.е.;

для материала Tempron ( $n_3=100$  измерений):  $0,71 \pm 0,10$  у.е.;

для материала Темпкор ( $n_4=100$  измерений):  $0,75 \pm 0,20$  у.е.

Статистический анализ выявил отсутствие статистически значимых различий показателя «адгезия *Candida krusei*» между материалами Protemp 4 и Темпкор (параметрический *t*-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p>0,05$ ), во всех остальных случаях выявлено наличие статистически значимых различий этого показателя между сравниваемыми стоматологическими материалами (идентичные статистические критерии,  $p<0,05$ ) (таблицы 3.6–3.7).

Результаты статистического анализа показателя «адгезия *Candida krusei*» позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Protemp 4 > Темпкор > Crown Temp > Tempron.

Наилучшим значением показателя обладает материал Crown Temp, материал Темпкор занимает вторую позицию, материалы Protemp 4 и Tempron находятся на третьей позиции рейтинга и имеют наиболее «отстающие» значения.

Далее, на основании представленных выше данных статистического анализа и доказанных им рейтинговых оценок показателей (таблица 3.8), изученных в рамках текущего сегмента исследования, был получен итоговый рейтинг адгезионных микробиологических свойств исследованных материалов, рассчитанный по их интегральному коэффициенту.

Таблица 3.8 – Итоговая рейтинговая оценка адгезионных микробиологических свойств стоматологических материалов

Место в рейтинге по адгезии (по отношению к материалу):	Стоматологические материалы			
	Protemp 4 (n <sub>1</sub> = 100)	Crown Temp (n <sub>2</sub> = 100)	Tempron (n <sub>3</sub> = 100)	Темпкор (n <sub>4</sub> = 100)
- Streptococcus mutans	4	1	3	2
- Streptococcus sanguinis	1	2	3	1
- Porphyromonas gingivalis	1	1	2	1
- Prevotella intermedia	2	1	2	2
- Fusobacterium nucleatum	3	1	4	2
- Candida albicans	3	1	2	1
- Candida krusei	3	1	2	3
Сумма:	17	8	18	12
Кол-во рейтинговых параметров:	7	7	7	7
М	2,4	1,1	2,6	1,7
Итоговый рейтинг, место:	3	1	4	2

Итоговый рейтинг адгезивных микробиологических свойств составил: Crown Temp > Темпкор > Protemp 4 > Tempron.

Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.9.

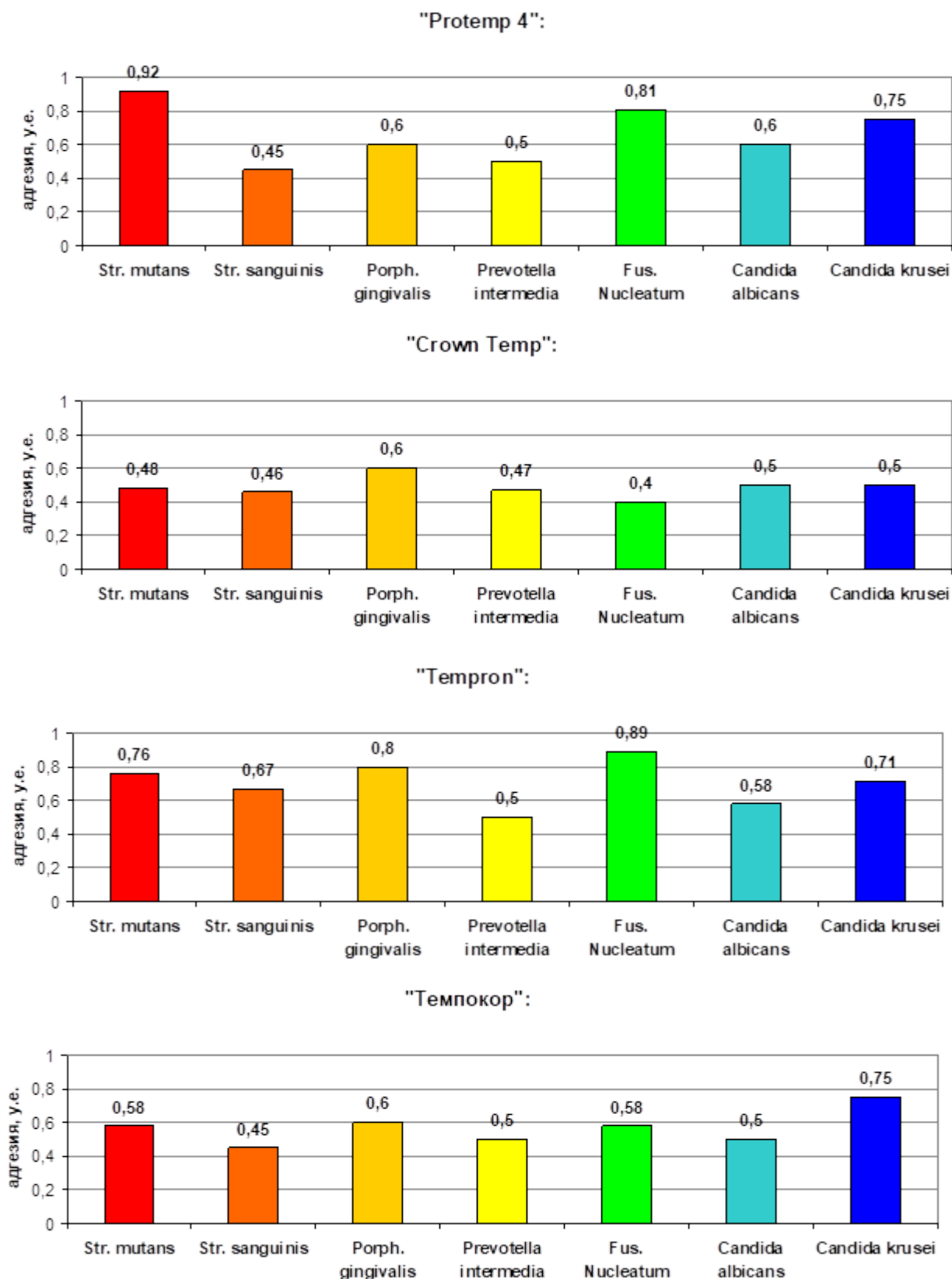


Рисунок 3.9 – Адгезионные профили изучаемых стоматологических материалов по отношению к тестовым микроорганизмам

Следует заключить, что наилучшими адгезивными микробиологическими свойствами обладает материал Crown Temp, однако, основной изучаемый материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Protemp 4 и Tempron.

### 3.3 Результаты сравнительного анализа клинически-ориентированных показателей исследуемых материалов

Результаты оценок изучаемых клинически-ориентированных показателей сравниваемых стоматологических материалов для временных конструкций показали следующее.

На этапе «на момент протезирования». Предварительная оценка характера распределения значений 2 из 4 оцениваемых клинически ориентированных параметров с помощью *W*-критерия Шапиро-Уилка (индексов РМА и ОНI-S) показала его соответствие закону нормального распределения Гаусса во всех сравниваемых группах (таблица 3.9), что явилось обоснованием применения параметрических критериев вариационной статистики для последующего сравнительного анализа.

Таблица 3.9 – Результаты оценок характера распределения значений исследуемых клинически-ориентированных показателей сравниваемых стоматологических материалов на момент протезирования

№ п/п	Показатель	Единицы измерения	Стоматологические материалы			
			Protemp 4 ( $n_1 = 100$ )	Crown Temp ( $n_2 = 100$ )	Tempron ( $n_3 = 100$ )	Темпокор ( $n_4 = 100$ )
			<i>W</i> -критерий Шапиро-Уилка, точные значения <i>p</i>			
1	Индекс гингивита РМА	%	0,066413	0,071839	0,067228	0,077218
2	Индекс гигиены полости рта ОНI-S	у.е.	0,061271	0,077244	0,078774	0,077849

Детализация вариационных статистик значений исследуемых клинически-ориентированных показателей сравниваемых стоматологических материалов на текущем этапе представлена в таблице 3.10, уровней статистической значимости различий между ними – в таблице 3.11.

Таблица 3.10 – Результаты статистического анализа клинически-ориентированных показателей исследуемых стоматологических материалов на момент протезирования (часть 1: вариационная статистика)

Материал	<i>n</i> , чел.	<i>M</i>	$\pm s$	<i>m</i>
1. Индекс гингивита РМА, %:				
Protemp 4	100	0,0	0,00	0,000
Crown Temp	100	0,0	0,00	0,000
Tempron	100	0,0	0,00	0,000
Темпокор	100	0,0	0,00	0,000
2. Индекс гигиены полости рта ОНI-S, у.е.:				
Protemp 4	100	0,4	0,07	0,007
Crown Temp	100	0,4	0,07	0,007
Tempron	100	0,4	0,07	0,007
Темпокор	100	0,4	0,07	0,007

Таблица 3.11 – Результаты статистического анализа клинически-ориентированных показателей исследуемых стоматологических материалов на момент протезирования (часть 2: апостериорное сравнение групп: параметрический *t*-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе, в таблице приведены точные значения *p*)

<i>Статистические различия считаются значимыми при <math>p &lt; 0,05</math></i>				
Независимые группы	Protemp 4 ( <i>n</i> <sub>1</sub> = 100 чел.)	Crown Temp ( <i>n</i> <sub>2</sub> = 100 чел.)	Tempron ( <i>n</i> <sub>3</sub> = 100 чел.)	Темпокор ( <i>n</i> <sub>4</sub> = 100 чел.)
1. Индекс гингивита РМА, %:				
Protemp 4 ( <i>n</i> <sub>1</sub> = 100)		0,111111	0,111111	0,111111
Crown Temp ( <i>n</i> <sub>2</sub> = 100)	0,111111		0,111111	0,111111
Tempron ( <i>n</i> <sub>3</sub> = 100)	0,111111	0,111111		0,111111
Темпокор ( <i>n</i> <sub>4</sub> = 100)	0,111111	0,111111	0,111111	
2. Индекс гигиены полости рта ОНI-S, у.е.:				
Protemp 4 ( <i>n</i> <sub>1</sub> = 100)		0,111111	0,111111	0,111111
Crown Temp ( <i>n</i> <sub>2</sub> = 100)	0,111111		0,111111	0,111111
Tempron ( <i>n</i> <sub>3</sub> = 100)	0,111111	0,111111		0,111111
Темпокор ( <i>n</i> <sub>4</sub> = 100)	0,111111	0,111111	0,111111	

Значения показателя «индекс гингивита РМА» составили 0 % на момент установки временных коронок в группах с применением любого из исследуемых материалов (таблица 3.10). Соответственно, между группами не существовало статистических различий (параметрический *t*-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA,

критерий Шефе,  $p = 0,111111$  во всех случаях межгрупповых сравнений, таблица 3.11). Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.10.

Значения показателя «индекс гигиены полости рта ОНІ-S» составили от 0,2 до 0,6 у.е. ( $0,4 \pm 0,07$  у.е.) в каждой из сравниваемых групп (таблица 3.10). Соответственно, по данному индексу между группами также не существовало статистических различий (параметрический t-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p=0,111111$  во всех случаях межгрупповых сравнений, таблица 3.11). Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.10.

На момент протезирования все устанавливаемые пациентам временные коронки не имели сколов и трещин материала (рисунок 3.10).

Статистические результаты, полученные на этапе «на момент протезирования», доказывают отсутствие исходных нарушений состояния временных коронок, воспалительного процесса в тканях пародонта и нарушений гигиенического состояния полости рта, а также исходную неразличимость сравниваемых групп пациентов по этим параметрам.

На этапе «через 14 суток после протезирования». Предварительная оценка характера распределения значений индекса РМА с помощью W-критерия Шапиро-Уилка показала его несоответствие закону нормального распределения Гаусса в одной из сравниваемых групп (с применением материала Tempron ( $n_3 = 100$  чел.) (таблица 3.12), что явилось обоснованием применения непараметрических критериев вариационной статистики для последующего сравнительного анализа.

Предварительная оценка характера распределения значений индекса ОНІ-S с помощью этого же критерия, напротив, показала его соответствие закону нормального распределения Гаусса во всех сравниваемых группах (таблица 3.12), что явилось обоснованием применения параметрических критериев вариационной статистики для последующего сравнительного анализа.

Таблица 3.12 – Результаты оценок характера распределения значений исследуемых клинически-ориентированных показателей сравниваемых стоматологических материалов через 14 суток после протезирования

№ п/п	Показатель	Единицы измерения	Стоматологические материалы			
			Protemp 4 (n <sub>1</sub> = 100)	Crown Temp (n <sub>2</sub> = 100)	Tempron (n <sub>3</sub> = 100)	Темпокор (n <sub>4</sub> = 100)
			<i>W</i> -критерий Шапиро-Уилка, точные значения <i>p</i>			
1	Индекс гингивита РМА	%	<i>0,037878</i>	<i>0,037939</i>	<i>0,037988</i>	<i>0,037888</i>
2	Индекс гигиены полости рта ОНI-S	у.е.	0,061271	0,077244	0,078774	0,077849

Примечание: курсивом выделены статистически значимые уровни отличий распределения от нормального

Детализация вариационных статистик значений исследуемых клинически ориентированных показателей сравниваемых стоматологических материалов на текущем этапе представлена в таблице 3.13, уровней статистической значимости различий между ними – в таблице 3.14.

Таблица 3.13 – Результаты статистического анализа клинически-ориентированных показателей исследуемых стоматологических материалов через 14 суток после протезирования (часть 1: вариационная статистика)

1. Индекс гингивита РМА, %:				
материал	п, чел.	Me	LQ	UQ
Protemp 4	100	0,0	0,00	0,00
Crown Temp	100	0,0	0,00	0,00
Tempron	100	0,0	0,00	30,00
Темпокор	100	0,0	0,00	0,00
2. Индекс гигиены полости рта ОНI-S, у.е.:				
материал	п, чел.	M	± s	m
Protemp 4	100	0,4	0,07	0,007
Crown Temp	100	0,4	0,07	0,007
Tempron	100	0,4	0,07	0,007
Темпокор	100	0,4	0,07	0,007



Таблица 3.14 – Результаты статистического анализа клинически-ориентированных показателей исследуемых стоматологических материалов через 14 суток после протезирования (часть 2: апостериорное сравнение групп, в таблице приведены точные значения  $p$ )

Статистические различия считаются значимыми при $p < 0,05$				
Независимые группы	Protemp 4 ( $n_1 = 100$ )	Crown Temp ( $n_2 = 100$ )	Tempron ( $n_3 = 100$ )	Темпокор ( $n_4 = 100$ )
1. Индекс гингивита РМА, % (непараметрический $U$ -критерий Манна-Уитни, непараметрический ранговый вариационный анализ Краскела-Уоллиса, критерий Шефе):				
Protemp 4 ( $n_1 = 100$ )		0,111111	<i>0,044999</i>	0,111111
Crown Temp ( $n_2 = 100$ )	0,111111		<i>0,049122</i>	0,111111
Tempron ( $n_3 = 100$ )	<i>0,044999</i>	<i>0,049122</i>		<i>0,043777</i>
Темпокор ( $n_4 = 100$ )	0,111111	0,111111	<i>0,043777</i>	
3. Индекс гигиены полости рта ОНI-S, у.е. (параметрический $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе):				
Protemp 4 ( $n_1 = 100$ )		0,111111	0,111111	0,111111
Crown Temp ( $n_2 = 100$ )	0,111111		0,111111	0,111111
Tempron ( $n_3 = 100$ )	0,111111	0,111111		0,111111
Темпокор ( $n_4 = 100$ )	0,111111	0,111111	0,111111	

Примечание: курсивом выделены статистически значимые уровни различий.

Значения показателя «индекс гингивита РМА» для материалов Protemp 4, Crown Temp и Темпокор ( $n_1$ ,  $n_2$  и  $n_4$  – по 100 чел. соответственно) явились такими же, как и на исходном этапе, и составили 0 % в каждой из сравниваемых групп (таблица 3.10).

Для материала Tempron ( $n_3 = 100$  чел.), напротив, значение индекса в группе повысилось ( $m \pm s = 8,86 \pm 15,47$  %,  $Me (LQ; UQ) = 0,00 (0,00; 30,00$  %) (таблица 3.10), рисунок 3.10), что говорит о появлении в группе пациентов с воспалением тканей десны. В действительности, при уточнении этого явления в группе было выявлено 26 % пациентов с гингивитом, включая 19 % с гингиви-

том легкой степени (РМА = 30 %) и 7 % – с гингивитом средней степени (РМА от 31 до 60 %, mРМА =  $45,6 \pm 7,6$  %).

По результатам статистического анализа выявлено:

отсутствие статистически значимых различий показателя «индекс гингивита РМА» в динамике в условиях применения стоматологических материалов Protemp 4, Crown Temp и Темпокор (непараметрический U-критерий Манна-Уитни, непараметрический ранговый вариационный анализ Краскела-Уоллиса, критерий Шефе,  $p > 0,05$  во всех случаях обозначенных межгрупповых сравнений);

наличие статистически значимых различий этого же показателя между материалом Tempron и всеми сравниваемыми аналогами (непараметрический U-критерий Манна-Уитни, непараметрический ранговый вариационный анализ Краскела-Уоллиса, критерий Шефе,  $p < 0,05$  во всех случаях обозначенных межгрупповых сравнений) (таблицы 3.13 – 3.14).

Результаты статистического анализа показателя «индекс гингивита РМА» (рисунок 3.10 а) на текущем сегменте исследования позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Protemp 4 = Crown Temp = Темпокор > Tempron.

Установлено, что композиционные материалы Protemp 4, Crown Temp и основной материал настоящего исследования – Темпокор, в течение экспозиционного срока 14 суток не вызывают воспалительных изменений в тканях пародонта и являются в этом отношении полностью идентичными друг другу. Худшими качествами обладает материал Tempron, способный инициировать процесс гингивита в 26 % случаев.

Значения показателя «индекс гигиены полости рта ОНI-S» составили для всех сравниваемых материалов, Protemp 4, Crown Temp, Tempron и Темпокор ( $n_1$ ,  $n_2$ ,  $n_3$  и  $n_4$  – по 100 чел. соответственно), явились такими же, как и на исходном этапе, и составили 0 % в каждой из сравниваемых групп (таблица 3.10). Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.10б.

По результатам статистического анализа выявлено отсутствие статистически значимых различий показателя «индекс гигиены полости рта ОНI-S» в динамике в условиях применения сравниваемых стоматологических материалов (параметрический t-критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p < 0,05$  во всех случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.13 – 3.14).

Результаты статистического анализа показателя «индекс гигиены полости рта ОНI-S» на текущем сегменте исследования позволили построить его обоснованную рейтинговую оценку среди сравниваемых стоматологических материалов: Protemp 4 = Crown Temp = Tempron = Темпокор.

Все оцениваемые стоматологические материалы, включая Темпокор, не способны инициировать нарушения гигиенического состояния полости рта в течение экспозиционного периода 14 суток.

При оценке показателя «трещины / сколы материала временной конструкции» было установлено, что после двухнедельной экспозиции их относительное количество в сравниваемых группах составило (рисунок 3.10в):

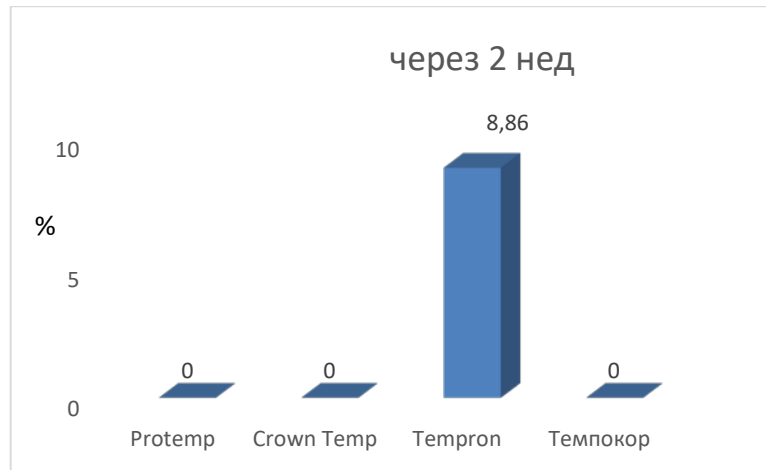
для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  чел.): 2 %;

для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  чел.): 3 %;

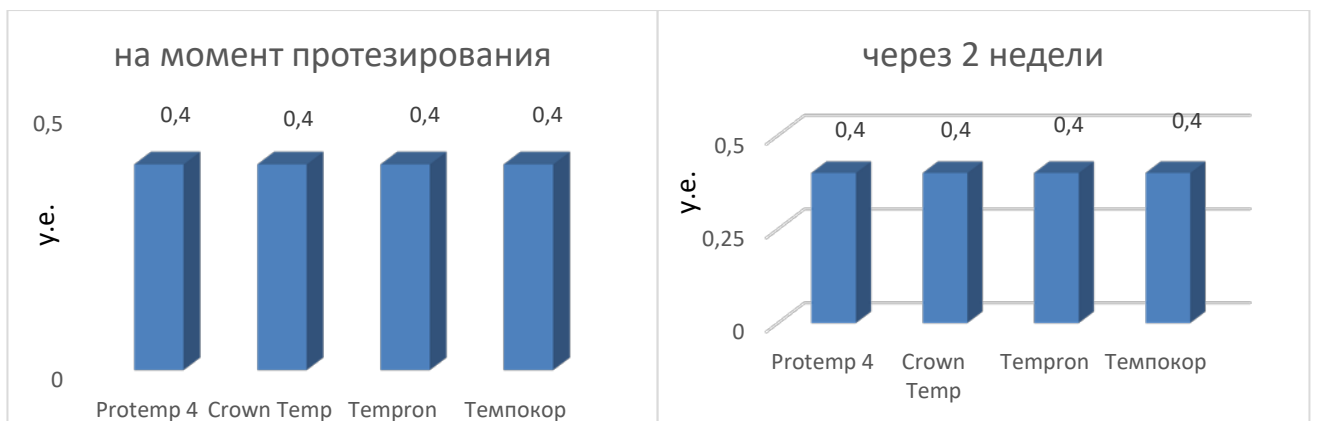
для материала Tempron ( $n_3 = 100$  чел.): 6 %;

для материала Темпокор ( $n_4 = 100$  чел.) 2 %.

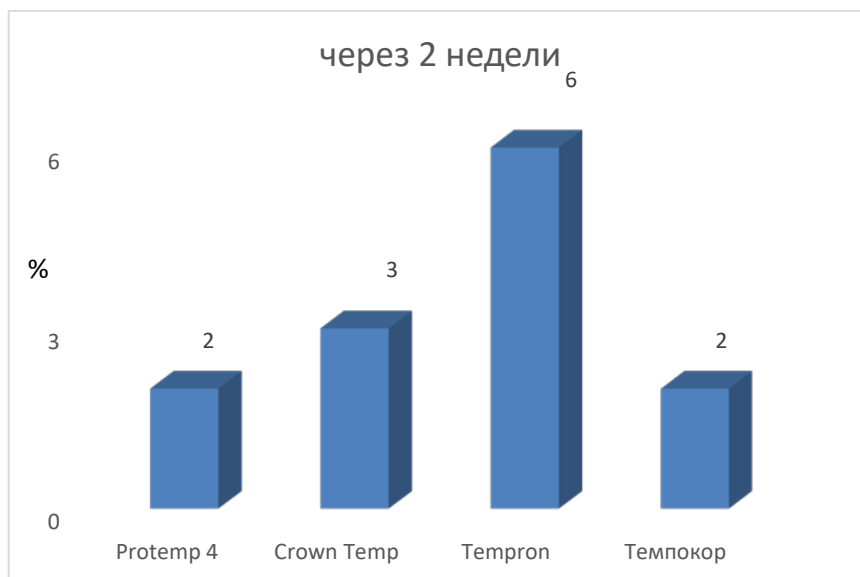
Рейтинг изучаемых стоматологических материалов по данному показателю составил: Protemp 4 = Темпокор > CrownTemp > Tempron.



а) индекс гингивита РМА



б) индекс гигиены полости рта ОИ-S



в) трещины / сколы материала временной конструкции через 2 недели

Рисунок 3.10 – Клинически-ориентированные показатели использования изучаемых материалов в динамике

Следовательно, наилучшими качествами в отношении механической сохранности материала временной коронки обладают Protemp 4 и Темпокор, худшими – Tempron, материал Crown Temp занимает «промежуточное» положение.

При оценке показателя «процент нарушений фиксации» (рисунок 3.11) было установлено, что после двухнедельной экспозиции его уровень составил:

для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  чел.): 2 %;

для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  чел.): 3 %;

для материала Tempron ( $n_3 = 100$  чел.): 6 %;

для материала Темпокор ( $n_4 = 100$  чел.) 2 %.

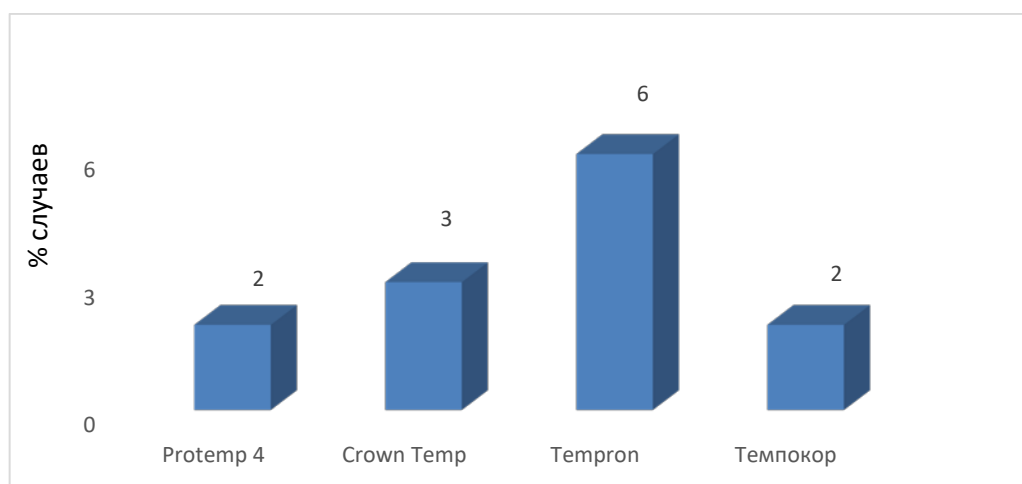


Рисунок 3.11 – Процент нарушений фиксации временных несъемных стоматологических конструкций в условиях использования сравниваемых материалов

Рейтинг изучаемых стоматологических материалов по данному показателю составил: Protemp 4 = Темпокор > Crown Temp > Tempron.

Следовательно, в отношении нарушений фиксации наилучшими и эквивалентными качествами обладают композиционные материалы Protemp 4, Темпокор.

Далее, на основании представленных выше данных статистического анализа и доказанных им рейтинговых оценок показателей (таблица 3.15), изученных в рамках текущего сегмента исследования, был получен итоговый рейтинг клинически-ориентированных свойств исследованных материалов, рассчитан-

ный по их интегральному коэффициенту: Protemp 4 = Темпокор > Crown Temp > Tempron.

Таблица 3.15 – Итоговая рейтинговая оценка сравниваемых стоматологических материалов по клинически-ориентированным свойствам

Место в рейтинге по:	Стоматологические материалы			
	Protemp 4 (n <sub>1</sub> = 100)	Crown Temp (n <sub>2</sub> = 100)	Tempron (n <sub>3</sub> = 100)	Темпокор (n <sub>4</sub> = 100)
- индексу гингивита РМА	1	1	2	1
- индексу гигиены полости рта ОНI-S	1	1	1	1
- «трещинам / сколам» материала	1	2	3	1
- проценту нарушений фиксации	1	2	3	1
Сумма:	4	6	9	4
Кол-во рейтинговых параметров:	4	4	4	4
М	1	1,5	2,25	1
Итоговый рейтинг, место:	1	2	3	1

Клинические результаты, полученные с использованием отечественного композиционного материала Темпокор представлены на рисунке 3.12.



а) исходная клиническая ситуация



б) снятие оттисков альгинатной массой Hydrogum 5 (Zhermack)



в) восковое моделирование 1.2, 1.1, 2.1, 2.2 зубов на гипсовых моделях



г) препарирование 1.1, 1.2, 2.1, 2.2 зубов под металлокерамические коронки



д) изготовление временных коронок из материала Темпокор (ВладМиВА) при помощи «силиконового ключа»



е) временные коронки из материала Темпокор в полости рта на 1.2, 1.1, 2.1, 2.2 зубах зафиксированы на Temp Bond NE (Kerr) сразу после препарирования



ж) металлокерамические коронки на 1.2, 1.1, 2.1, 2.2 зубах зафиксированы в полости рта на Fudji I (GC Corporation)

Рисунок 3.12 – Клинический пример изготовления временных коронок прямым методом с использованием материала Темпокор

Следует заключить, что наилучшими клинически-ориентированными свойствами обладает материалы Protemp 4 и Темпокор.

### 3.4 Результаты фармако-экономического анализа исследуемых материалов

Результаты оценок коэффициента экономических расходов в пересчёте на конкретного пациента ( $K_{эркп}$ ) в условиях применения сравниваемых стоматологических материалов для временных конструкций показали следующее.

Предварительная оценка характера распределения значений  $K_{эркп}$  с помощью  $W$ -критерия Шапиро-Уилка показала его соответствие закону нормального распределения Гаусса во всех сравниваемых группах (таблица 3.16), что явилось обоснованием применения параметрических критериев вариационной статистики для последующего сравнительного анализа.

Таблица 3.16 – Результаты оценок характера распределения значений коэффициента экономических расходов при использовании сравниваемых стоматологических материалов

№ п/п	Показатель	Единицы измерения	Стоматологические материалы			
			Protemp 4 ( $n_1 = 100$ )	Crown Temp ( $n_2 = 100$ )	Tempron ( $n_3 = 100$ )	Темпокор ( $n_4 = 100$ )
			$W$ -критерий Шапиро-Уилка, точные значения $p$			
1	$K_{эркп}$	у.е.	0,111111	0,111111	0,111111	0,111111

Детализация вариационных статистик значений  $K_{эркп}$  при использовании сравниваемых стоматологических материалов представлена в таблице 3.17, уровень статистической значимости различий между ними – в таблице 3.18.

Таблица 3.17 – Результаты статистического анализа коэффициента экономических расходов при использовании исследуемых стоматологических материалов (часть 1: вариационная статистика)

Материал	$n$ , чел.	$M$	$\pm s$	$m$
Protemp 4	100	220,0	0,00	0,000
Crown Temp	100	180,0	0,00	0,000
Tempron	100	120,0	0,00	0,000
Темпокор	100	140,0	0,00	0,000

Примечание: цены действительны на момент исследования.



Таблица 3.18 – Результаты статистического анализа коэффициента экономических расходов при использовании исследуемых стоматологических материалов (часть 2: апостериорное сравнение групп: параметрический  $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе, в таблице приведены точные значения  $p$ )

<i>Статистические различия считаются значимыми при <math>p &lt; 0,05</math></i>				
Независимые группы	Protemp 4 ( $n_1 = 100$ чел.)	«Crown Temp» ( $n_2 = 100$ чел.)	Tempron ( $n_3 = 100$ чел.)	Темпокор ( $n_4 = 100$ чел.)
Protemp 4 ( $n_1 = 100$ )		0,000111	0,000111	0,000111
Crown Temp ( $n_2 = 100$ )	0,000111		0,000111	0,000111
Tempron ( $n_3 = 100$ )	0,000111	0,000111		0,000111
Темпокор ( $n_4 = 100$ )	0,000111	0,000111	0,000111	

В частности, значения показателя Кэркп составили (таблица 3.17):

для материала Protemp 4 ( $n_1=100$  измерений): 220 руб.;

для материала Crown Temp ( $n_2=100$  измерений): 180 руб.;

для материала Tempron ( $n_3=100$  измерений): 120 руб.;

для материала Темпокор ( $n_4=100$  измерений): 140 руб.

Значения и соотношения показателя в сравниваемых группах визуализированы на рисунке 3.13.

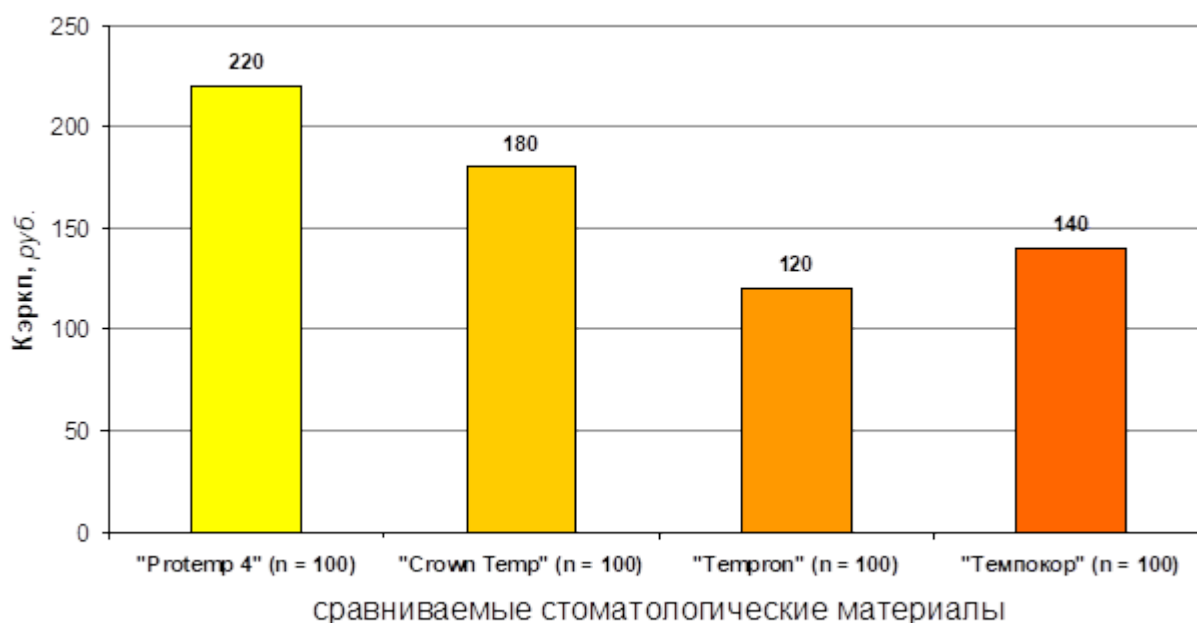


Рисунок 3.13 – Коэффициент экономических расходов на временное протезирование в пересчёте на конкретного пациента при использовании сравниваемых стоматологических материалов

По результатам статистического анализа выявлено наличие статистически значимых различий показателя «коэффициента экономических расходов в пересчёте на конкретного пациента ( $K_{\text{эркп}}$ )» у сравниваемых стоматологических материалов (параметрический  $t$ -критерий Стьюдента для несвязанных выборок, параметрический однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, критерий Шефе,  $p < 0,05$  во всех случаях межгрупповых сравнений) (таблицы 3.2 – 3.3).

Далее, на основании представленных выше данных статистического анализа в рамках текущего сегмента исследования был получен рейтинг экономической эффективности исследованных материалов: Temptron > Темпокор > Protemp 4 > «Crown Temp».

Следует заключить, что наилучшей экономической характеристикой обладает материал Temptron. Однако, основной изучаемый в настоящей работе материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Protemp 4 (на 36,4 %) и Crown Temp (на 22,2 %), отставая от наиболее дешевого аналога Temptron только на 14,3 %.

## Заключение

Известные материалы, такие как Protemp 4, Crown Temp, Tempron и аналоги, получили заслуженное признание, но часто клиницистов и потребителей стоматологических услуг не устраивают их отдельно взятые функциональные или экономические характеристики. В современной ортопедической стоматологии существует материал, применение которого с целью изготовления временных несъёмных конструкций потенциально способно решить обозначенный круг проблем. Продукт отечественной разработки - композиционный материал на основе диуретандиметакрилата Темпкор до настоящего времени не имеет достаточного количества доказательных исследований, направленных на решение проблемы выбора материала для изготовления временных несъёмных конструкций и научно-практического обоснования применения. В этом отношении недостаточно оценены информативные клинические и лабораторные показатели по сравнению с альтернативными материалами, существует относительный дефицит статистических данных.

С целью устранения выявленных аспектов проблемы произведено настоящее исследование. Его отличает репрезентативность выборок, стандартизация объектов и участников исследования, наличие дизайна исследования, научная новизна и ориентация на статистическую значимость полученных результатов.

Проведенное исследование заключалось в анализе эффективности применения для изготовления временных несъёмных конструкций материала Темпкор в сопоставлении с тремя материалами – Protemp 4, Crown Temp и Tempron. Эффективность применения определялась на основании статистических межгрупповых различий и рейтинговых оценок исследуемых материалов по информативным физико-механическим, адгезионным микробиологическим, клинически-ориентированным и экономическим показателям.

Настоящее исследование состояло из двух блоков.

Первый блок исследований произведен «in vitro» и направлен на изучение физико-механических и адгезионных микробиологических свойств изучаемых стоматологических материалов.

Второй блок исследований произведен «in vivo» и направлен на изучение их клинически-ориентированных свойств и экономической характеристики.

Так, результаты исследования физико-механических показателей сравниваемых стоматологических материалов показали следующее.

В частности, материал Protemp 4 характеризуют:

микротвёрдость:  $15,9 \pm 0,91$  HV;

прочность при диаметральной разрыве:  $52,0 \pm 6,2$  МПа;

прочность при изгибе:  $91,2 \pm 9,8$  МПа;

модуль упругости:  $2,7 \pm 0,25$  ГПа;

шероховатость:  $0,14 \pm 0,06$  мкм;

максимальная температура разогрева при отверждении:  $41,1$  °С;

цветостабильность при «кофе-тесте»:  $+ 0,5 \pm 0,125$  баллов.

Материал Crown Temp характеризуют:

микротвёрдость:  $14,2 \pm 0,46$  HV;

прочность при диаметральной разрыве:  $37,1 \pm 2,9$  МПа;

прочность при изгибе:  $77,9 \pm 3,6$  МПа;

модуль упругости:  $2,1 \pm 0,44$  ГПа;

шероховатость:  $0,17 \pm 0,02$  мкм;

максимальная температура разогрева при отверждении:  $42,0$  °С;

цветостабильность при «кофе-тесте»:  $+ 1,0 \pm 0,230$  баллов.

Материал Tempron характеризуют:

микротвёрдость:  $16,4 \pm 0,90$  HV;

прочность при диаметральной разрыве:  $28,6 \pm 2,10$  МПа;

прочность при изгибе:  $65,2 \pm 5,00$  МПа;

модуль упругости:  $1,8 \pm 0,14$  ГПа;

шероховатость:  $0,20 \pm 0,03$  мкм;

максимальная температура разогрева при отверждении:  $43,5$  °С;

цветостабильность при «кофе-тесте»:  $+ 0,35 \pm 0,088$  баллов.

Материал Темпокор характеризуют:

микротвёрдость:  $21,1 \pm 0,48$  HV;

прочность при диаметральном разрыве:  $44,4 \pm 1,30$  МПа;

прочность при изгибе:  $83,6 \pm 7,40$  МПа;

модуль упругости:  $2,8 \pm 0,39$  ГПа;

шероховатость:  $0,21 \pm 0,03$  мкм;

максимальная температура разогрева при отверждении:  $41,2$  °С;

цветостабильность при «кофе-тесте»:  $+ 0,5 \pm 0,126$  баллов.

Рейтинговая оценка сравниваемых стоматологических материалов по физико-механическим свойствам показала следующие соотношения:

по микротвёрдости: Темпокор > Tempron > Protemp 4 > Crown Temp;

по прочности при диаметральном разрыве: Protemp 4 > Темпокор > Crown Temp > Tempron;

по прочности при изгибе: Protemp 4 > Темпокор > Crown Temp > Tempron;

по модулю упругости: Темпокор > Protemp 4 > Crown Temp > Tempron;

по шероховатости: Protemp 4 > Crown Temp > Tempron > Темпокор;

по максимальной температуре разогрева при отверждении: Protemp 4 > Темпокор > Crown Temp > Tempron;

по цветостабильности при «кофе-тесте»: Tempron > Protemp 4 = Темпокор > Crown Temp.

По результатам сегмента исследования, посвященного изучению физико-механических свойств, следует заключить, что:

наилучшим значением показателя микротвёрдости обладает материал Темпокор, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Protemp 4, Crown Temp и Tempron;

наилучшим значением показателя прочности при диаметральном разрыве обладает материал Protemp 4, однако, основной изучаемый материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Crown Temp и Tempron;

наилучшим значением показателя прочности при изгибе обладает материал Protemp 4, материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом Crown Temp и Tempron.

наилучшим значением показателя модуля упругости обладает основной изучаемый материал Темпокор, опережая при этом Protemp 4, Crown Temp и Tempron;

наилучшим значением показателя шероховатости обладает материал Protemp 4, основной изучаемый материал Темпокор, напротив, имеет худшие значения в рейтинге.

наилучшим значением показателя максимальной температуры разогрева при отверждении обладает материал Protemp 4, Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом Crown Temp и Tempron.

наилучшим значением показателя цветостабильности обладает материал Tempron, Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге наравне с известным материалом Protemp 4; наиболее «прокрашивающимся» материалом явился Crown Temp.

Результаты исследования адгезионных микробиологических показателей сравниваемых стоматологических материалов показали следующее.

В частности, материал Protemp 4 характеризуют:

адгезия микроорганизмов *Streptococcus mutans*:  $0,92 \pm 0,20$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Streptococcus sanguinis*:  $0,45 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Porphyromonas gingivalis*:  $0,60 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Prevotella intermedia*:  $0,50 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Fusobacterium nucleatum*:  $0,81 \pm 0,20$  у.е.;

адгезия грибов *Candida albicans*:  $0,60 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия грибов *Candida krusei*:  $0,75 \pm 0,20$  у.е.

Материал Crown Temp характеризуют:

адгезия микроорганизмов *Streptococcus mutans*:  $0,48 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Streptococcus sanguinis*:  $0,46 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Porphyromonas gingivalis*:  $0,60 \pm 0,20$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Prevotella intermedia*:  $0,47 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Fusobacterium nucleatum*:  $0,40 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия грибов *Candida albicans*:  $0,50 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия грибов *Candida krusei*:  $0,50 \pm 0,20$  у.е.

Материал Tempron характеризуют:

адгезия микроорганизмов *Streptococcus mutans*:  $0,76 \pm 0,20$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Streptococcus sanguinis*:  $0,67 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Porphyromonas gingivalis*:  $0,80 \pm 0,20$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Prevotella intermedia*:  $0,50 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Fusobacterium nucleatum*:  $0,89 \pm 0,20$  у.е.;

адгезия грибов *Candida albicans*:  $0,58 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия грибов *Candida krusei*:  $0,71 \pm 0,10$  у.е.

Материал Темпкор характеризуют:

адгезия микроорганизмов *Streptococcus mutans*:  $0,58 \pm 0,20$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Streptococcus sanguinis*:  $0,45 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Porphyromonas gingivalis*:  $0,60 \pm 0,20$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Prevotella intermedia*:  $0,50 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия микроорганизмов *Fusobacterium nucleatum*:  $0,58 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия грибов *Candida albicans*:  $0,50 \pm 0,10$  у.е.;

адгезия грибов *Candida krusei*:  $0,75 \pm 0,20$  у.е.

Рейтинговая оценка сравниваемых стоматологических материалов по адгезионным микробиологическим свойствам со стороны микроорганизмов кариесогенной, пародонтопатогенной группы и грибов показала следующие соотношения:

по адгезии *Streptococcus mutans*: Crown Temp > Темпкор > Tempron > Protemp 4;

по адгезии *Streptococcus sanguinis*: Protemp 4 = Темпкор > Crown Temp > Tempron;

по адгезии *Porphyromonas gingivalis*: Protemp 4 = Crown Temp = Темпкор > Tempron;

по адгезии *Prevotella intermedia*: Protemp 4 = Crown Temp = Темпокор > Tempron;

по адгезии *Fusobacterium nucleatum*: Crown Temp > Темпокор > Protemp 4 > Tempron;

по адгезии *Candida albicans*: Crown Temp = Темпокор > Protemp 4 > Tempron;

по адгезии *Candida krusei*: Protemp 4 > Темпокор > Crown Temp > Tempron.

По результатам сегмента исследования, посвященного изучению адгезионных микробиологических свойств, следует заключить, что:

наилучшим значением показателя адгезии *Streptococcus mutans* обладает материал Crown Temp, однако, основной изучаемый материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Protemp 4 и Tempron;

наилучшим и сопоставимым значением показателя адгезии *Streptococcus sanguinis* обладают материалы Protemp 4 и Темпокор, опережая в рейтинге Crown Temp и, в особенности, Tempron;

наилучшими и эквивалентными значениями показателя адгезии *Porphyromonas gingivalis* обладают известные материалы Protemp 4 и Crown Temp, а также Темпокор; материал Tempron имеет более «отстающие» значения;

наилучшими и эквивалентными значениями показателя адгезии к *Prevotella intermedia* адгезии *Prevotella intermedia* обладают известные материалы Protemp 4 и Crown Temp, а также основной исследуемый материал в настоящей работе – Темпокор; материал Tempron имеет более «отстающие» значения.

наилучшим значением показателя адгезии *Fusobacterium nucleatum* обладает материал Crown Temp, однако, основной изучаемый материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом такие общепризнанные материалы, как Protemp 4 и, в особенности, Tempron;

наилучшим и сопоставимым значением показателя адгезии *Candida albicans* обладают материалы Crown Temp и Темпокор, опережая в рейтинге такие общепризнанные материалы, как Protemp 4 и, в особенности, Tempron;



наилучшим значением показателя адгезии *Candida krusei* обладает материал Crown Temp, материал Темпкор занимает вторую позицию, материалы Protemp 4 и Темпкор находятся на третьей позиции рейтинга и имеют наиболее «отстающие» значения.

Результаты исследования клинически-ориентированных показателей сравниваемых стоматологических материалов показали следующее. На момент протезирования (установление временных коронок) пациенты всех сравниваемых групп не имели статистически значимых отличий от нормы и между собой ( $p = 0,111111$  во всех случаях сравнений). После двухнедельного экспозиционного срока исследуемые стоматологические материалы проявили следующие характеристики.

В частности, материал Protemp 4 характеризовали:

папиллярно-маргинально-альвеолярный индекс гингивита (РМА): 0,0 (0,00; 0,00) %; соответствующее количество пациентов с явлениями гингивита – 0 %;

индекс гигиенического состояния полости рта (ОHI-S):  $0,4 \pm 0,07$  у.е.;

трещины / сколы материала временной конструкции: 2 % случаев;

процент нарушений фиксации: 2 % случаев.

Материал Crown Temp характеризовали:

папиллярно-маргинально-альвеолярный индекс гингивита (РМА): 0,0 (0,00; 0,00) %; соответствующее количество пациентов с явлениями гингивита – 0 %;

индекс гигиенического состояния полости рта (ОHI-S):  $0,4 \pm 0,07$  у.е.;

трещины / сколы материала временной конструкции: 3 % случаев;

процент нарушений фиксации: 3 % случаев.

Материал Tempron характеризовали:

папиллярно-маргинально-альвеолярный индекс гингивита (РМА): 0,0 (0,00; 0,30) % или  $8,86 \pm 15,47$  %; соответствующее количество пациентов с явлениями гингивита – 26 % (19 % легкой степени + 7 % среднетяжелой степени);

индекс гигиенического состояния полости рта (ОHI-S):  $0,4 \pm 0,07$  у.е.;

трещины / сколы материала временной конструкции: 6 % случаев;

процент нарушений фиксации: 6 % случаев.

Материал Темпкор характеризовали:

папиллярно-маргинально-альвеолярный индекс гингивита (РМА): 0,0 (0,00; 0,00) %; соответствующее количество пациентов с явлениями гингивита – 0 %;

индекс гигиенического состояния полости рта (ОHI-S):  $0,4 \pm 0,07$  у.е.;

трещины / сколы материала временной конструкции: 2 % случаев;

процент нарушений фиксации: 2 % случаев.

Рейтинговая оценка сравниваемых стоматологических материалов по клинически-ориентированным свойствам показала следующие соотношения:

по папиллярно-маргинально-альвеолярному индексу гингивита (РМА):  
Protemp 4 = Crown Temp = Темпокор > Tempron;

по индексу гигиенического состояния полости рта (ОHI-S): Protemp 4 = Crown Temp = Tempron = Темпокор;

по показателю «трещины / сколы материала временной конструкции»:  
Protemp 4 = Темпокор > Crown Temp > Tempron;

по проценту нарушений фиксации: Protemp 4 = Темпокор > Crown Temp > Tempron.

По результатам сегмента исследования, посвященного изучению клинически-ориентированных свойств, следует заключить, что:

композиционные материалы Protemp 4, Crown Temp и основной материал настоящего исследования – Темпокор, в течение экспозиционного срока 14 суток не вызывают воспалительных изменений в тканях пародонта и являются в этом отношении полностью идентичными друг другу; худшими качествами обладает материал Tempron, способный инициировать процесс гингивита в 26% случаев;

все оцениваемые стоматологические материалы, включая Темпокор, не способны инициировать нарушения гигиенического состояния полости рта в течение экспозиционного периода 14 суток;

наилучшими качествами в отношении механической сохранности материала временной коронки обладают Protemp 4 и Темпокор, худшими – Tempron, материал Crown Temp занимает «промежуточное» положение;

в отношении количества нарушений фиксации наилучшими качествами обладают композиционные материалы Protemp 4 и Темпокор; показатели материалов Crown Temp и Tempron ниже.

Результаты фармако-экономического анализа сравниваемых стоматологических материалов, производившегося на основе коэффициента экономических расходов в пересчёте на конкретного пациента (Кэркп) показали следующее – на момент исследования его значения составили:

для материала Protemp 4 ( $n_1 = 100$  измерений): 220 руб.;

для материала Crown Temp ( $n_2 = 100$  измерений): 180 руб.;

для материала Tempron ( $n_3 = 100$  измерений): 120 руб.;

для материала Темпокор ( $n_4 = 100$  измерений): 140 руб.

Рейтинговая оценка сравниваемых стоматологических материалов по экономической эффективности показала следующие соотношение: Tempron > Темпокор > Crown Temp > Protemp 4.

По результатам сегмента исследования, посвященного изучению экономического аспекта, следует заключить, что в этом отношении наилучшей характеристикой характеристикой обладает материал Tempron. Однако, материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге, опережая при этом Protemp 4 (на 36,4 %) и Crown Temp (на 22,2 %), отставая от наиболее дешевого аналога Tempron только на 14,3 %.

С использованием результатов анализа итогового рейтинга сравниваемых стоматологических материалов по группам исследуемых показателей, определенного на основе расчета интегральных коэффициентов, выявлены следующие соотношения:

по физико-механическим показателям: Protemp 4 > Темпокор > Crown Temp > Tempron;

по адгезионным микробиологическим показателям: Protemp 4 > Темпокор > Crown Temp > Tempron;

по клинически-ориентированным показателям: Protemp 4 = Темпокор > Crown Temp > Tempron;

по экономической эффективности: Tempron > Темпокор > Protemp 4 > Crown Temp.

На основании комплексного анализа результатов всего проведенного исследования следует заключить, что среди сравниваемых стоматологических материалов:

материал Protemp 4 обладает наилучшими функциональными (физико-механическими, адгезионными микробиологическими и клинически-ориентированными характеристиками), однако, является наименее экономически доступным;

материал Tempron обладает максимальным уровнем экономической доступности, однако, при существенном «отставании» по функциональным характеристикам;

материал Темпокор занимает вторую позицию в рейтинге как функциональной, так и экономической эффективности, представляя собой их оптимальное соотношение;

материал Crown Temp по большинству исследуемых показателей занимает между материалами Темпокор и Tempron промежуточное положение.

Все заявленные в исследовании межгрупповые различия по исследуемым показателям являются статистически значимыми ( $p < 0,05$  во всех декларируемых случаях).

Также установленными на основании результатов настоящего исследования преимуществами основного изучаемого в нем материала Темпокор являются:

обозначенные выше вторые позиции в итоговом рейтинге функциональных (физико-механических, адгезионных микробиологических, клинически-ориентированных) и экономических преимуществ;

первые места в рейтинге физико-механических свойств по показателям микротвёрдости и модуля упругости (превышают таковые у «эталонного» материала Protemp 4 на 32,7 % и 3,7 % соответственно);

первые места в рейтинге адгезионных микробиологических свойств по показателям адгезии к микроорганизмам кариесогенной группы *Streptococcus sanguinis* (совместно с Protemp 4), пародонтопатогенной группы *Porphyromonas*

gingivalis (совместно с Protemp 4 и Crown Temp) и грибов Candida albicans (совместно с Crown Temp);

первое место в рейтинге клинически-ориентированных свойств по показателю папиллярно-маргинально-альвеолярному индексу гингивита (РМА) (совместно с такими общепризнанными материалами, как Protemp 4 и Crown Temp);

полная сопоставимость в рейтинге клинически-ориентированных свойств по показателю гигиенического состояния полости рта (ОHI-S) с исследованными аналогами;

первое место в этом же рейтинге по показателям «процент нарушений фиксации», «трещины / сколы» после двухнедельного экспозиционного срока (совместно с Protemp 4).

Полученные результаты являются научно-практическим обоснованием применения и целесообразностью выбора нового отечественного композиционного материала на основе диуретандиметакрилата - Темпокор для изготовления временных несъёмных конструкций прямым методом на этапе ортопедического лечения дефектов твёрдых тканей зубов, а также позволяют рекомендовать данный материал к более широкому внедрению в стоматологическую практику.

## Выводы

1. Новый отечественный композиционный материал на основе диуретандиметакрилата обладает физико-механическими характеристиками (микротвёрдость:  $21,1 \pm 0,48$  HV; прочность при диаметральном разрыве:  $44,4 \pm 1,30$  МПа; прочность при изгибе:  $83,6 \pm 7,40$  МПа; модуль упругости:  $2,8 \pm 0,39$  ГПа; шероховатость:  $0,21 \pm 0,03$  мкм; максимальная температура разогрева при отверждении:  $41,2$  °С; цветостабильность:  $0,5 \pm 0,126$  баллов) сопоставимыми с полимерными стоматологическими материалами иностранных производителей, а по микротвёрдости и модулю упругости превосходит исследуемые материалы, что свидетельствует о высокой прочности данного материала.

2. Композиционный материал отечественной разработки на основе диуретандиметакрилата обладает адгезионными микробиологическими характеристиками (адгезия микроорганизмов *Streptococcus mutans*:  $0,58 \pm 0,20$  у.е.; адгезия микроорганизмов *Streptococcus sanguinis*:  $0,45 \pm 0,10$  у.е.; адгезия микроорганизмов *Porphyromonas gingivalis*:  $0,60 \pm 0,20$  у.е.; адгезия микроорганизмов *Prevotella intermedia*:  $0,50 \pm 0,10$  у.е.; адгезия микроорганизмов *Fusobacterium nucleatum*:  $0,58 \pm 0,10$  у.е.; адгезия микроорганизмов *Candida albicans*:  $0,50 \pm 0,10$  у.е.; адгезия микроорганизмов *Candida krusei*:  $0,75 \pm 0,20$  у.е.) сопоставимыми с исследуемыми полимерными материалами, что свидетельствует о минимальной адгезии микроорганизмов кариесогенной и пародонтопатогенной группы.

3. Исследуемый отечественный композиционный материал обладает клинически-ориентированными характеристиками (в отношении сохранения целостности временных конструкций при эксплуатации, инициации воспалительных изменений мягких тканей (РМА-0 %) и гигиенического статуса полости рта (ОИ-S:  $0,4$  у.е.), которые позволяют рекомендовать его к клиническому использованию.

4. Материал отечественной разработки для изготовления временных несъёмных конструкций обладает большим уровнем экономической доступности по сравнению с альтернативными ему материалами (финансовые затраты на изго-

товление временной коронки ниже импортных аналогов на 29,3%), что позволяет рекомендовать его применение в качестве импортозамещающего средства.

### **Практические рекомендации**

1. Новый отечественный композиционный материал на основе диуретан-диметакрилата может быть использован при изготовлении временных несъёмных конструкций в случаях: при планировании максимально выраженных прочностных свойств данного материала (протезировании премоляров и моляров); при лечении дефектов твёрдых тканей витальных зубов (однако необходимо использование препаратов для снижения чувствительности твёрдых тканей зубов); в эстетически значимой зоне (область резцов и клыков) благодаря свойствам цветостабильности.

2. Композиционный материал отечественной разработки на основе диуретан-диметакрилата рекомендуется к выбору при планировании протезирования с целью обеспечения минимальной адгезии микроорганизмов *Streptococcus sanguinis*, *Porphyromonas gingivalis* и *Candida albicans*, а также адгезии других микроорганизмов кариесогенной и пародонтопатогенной группы (*Streptococcus mutans*, *Prevotella intermedia*, *Fusobacterium nucleatum*, грибов *Candida krusei*), что значительно улучшит результаты ортопедического лечения дефектов твёрдых тканей зубов в эстетическом и функциональном аспекте.

3. Отечественный материал для изготовления временных несъёмных конструкций прямым методом следует рекомендовать в качестве импортозамещающего материала, обеспечивающего оптимальные функциональные и экономические показатели на этапе ортопедического лечения дефектов твёрдых тканей зубов.

### Список литературы

1. Абакаров, С. И. Современные конструкции несъемных зубных протезов : учебное пособие / С. И. Абакаров. – Москва : Высшая школа, 1994. – 95 с. – ISBN 5-06-003280-9.
2. Автандилов, Г. А. Биодеструкция зубных протезов из полимерных материалов (экспериментальное исследование) : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Автандилов Георгий Александрович ; МГМСУ. – Москва, 2013. – 156 с.
3. Адаптационные реакции зубочелюстной системы пациентов при протезировании (биохимические и иммунологические аспекты) / А. И. Воложин, А. Б. Денисов, И. Ю. Лебедеико [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2004. – № 1. – С. 4–9.
4. Аманитиди, Г. Е. Клинико-лабораторное обоснование выбора материала для пломбирования дефектов твердых тканей зуба в пришеечной области : специальность 14.00.21 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Аманитиди Георгий Евстафьевич ; ЦНИИС. – Москва, 2003. – 104 с.
5. Апресян, С. В. Оптимизация временных зубных протезов из полиуретана : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Апресян Самвэл Владиславович ; МГМСУ. – Москва, 2012. – 145 с.
6. Арутюнов, С. Д. Оптимизация протезирования при комбинации временной и двухэтапной дентальной имплантации / С. Д. Арутюнов, И. Ю. Лебедеико, А. А. Перевезенцев // Стоматология. – 2013. – № 3. – С. 21–24.
7. Асланов, К. Л. Осложнения при применении мостовидных протезов и меры по их профилактике : специальность 14.00.21 «Стоматология» : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Асланов Кямран Ляtif оглы ; ММСИ. – Москва, 1984. – 22 с.



8. Бабунашвили, Г. Б. Клинико-лабораторное обоснование применение материала «Акродент» для временных зубных протезов : специальность 14.00.21 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Бабунашвили Георгий Борисович ; МГМСУ. – Москва, 2007. – 148 с.
9. Баженов, В. К. Материаловедение : учебное пособие / В. К. Баженов, Т. И. Милых. – Москва : РГОТУПС, 2003. – 101 с. : ил. – ISBN 5-7473-0148-9: 700.
10. Баканов, М. И. Теория экономического анализа / М. И. Баканов, А. Д. Шеремет. – 4-е изд., доп. и перераб. – Москва : Финансы и статистика, 2001. – 416 с. : ил. – ISBN 5-279-02042-7.
11. Белов, П. А. Теория идеальных адгезионных взаимодействий / П. А. Белов, С. А. Лурье // Механика композиционных материалов и конструкций. – 2007. – Т. 13, № 4. – С. 519–536.
12. Беляков, И. Н. Иммунная система слизистых / И. Н. Беляков // Иммунология. – 1997. – № 4. – С. 7–12.
13. Берлин, А. А. Основы адгезии полимеров / А. А. Берлин, В. Е. Басин. – 2-е изд., перераб. и доп. – Москва : Химия, 1974. – 391 с. : ил.
14. Биопленки: основные принципы организации и методы исследования : учебно-методическое пособие / А. М. Марданова, Д. А. Кабанов, Н. Л. Рудакова, М. Р. Шарипова. – Казань : центр печати Линк, 2016. – 48 с.
15. Бондарик, Е. А. Болезни зубов некариозного происхождения: учебно-методическое пособие / Е. А. Бондарик, Е. В. Шумакова, А. Г. Третьякович. – Минск : БГМУ, 2010. – 48 с. – ISBN 978-985-528-205-2.
16. Боровский, Е. В. Биология полости рта / Е. В. Боровский, В. К. Леонтьев. – Москва : Медицина, 1991. – 301 с. : ил. – ISBN 5-225-01070-9.
17. Боровский, Е. В. Как улучшить стоматологическое здоровье россиян? / Е. В. Боровский // Стоматолог. – 2006. – № 12. – С. 5-10.
18. Боровский, Е. В. Клинико-рентгенологическая оценка эффективности лечения зубов с осложнениями кариеса / Е. В. Боровский, Н. Г. Хубутя // Клиническая стоматология. – 2006. – № 2. – С. 6–9.

19. Боровский, Е. В. Лечение осложнений кариеса зубов: проблемы и их решение / Е. В. Боровский // *Стоматология*. – 1999. – Т. 78, № 1. – С. 21–24.
20. Брагин, Е. А. Ортопедическое лечение дефектов зубов и зубных рядов несъемными конструкциями зубных протезов : учебное пособие / Е. А. Брагин, А. В. Скрыль. – Ставрополь : СтГМА, 2007. – 253 с. – ISBN 5-89822-142-5.
21. Бушан, М. Г. Осложнения при зубном протезировании и их профилактика / М. Г. Бушан, Х. А. Каламкар. – 2-е изд., доп.– Кишинев : Штиинца, 1983. – 301 с. : ил.
22. Велкер, Д. Реакция кожи и слизистой оболочки полости рта на зуботехнические пластмассы / Д. Велкер // *Квинтэссенция*. – 1997. – № 1. – С. 55–58.
23. Воложин, А. И. Повышение биологической совместимости зубных протезов из полиметилметакрилата с помощью гидроксилатапата / А. И. Воложин, И. А. Омаров, А. П. Воронов // *Стоматология*. – 1997. – № 5. – С. 40–45.
24. Ворошилин, Ю. Г. Протезирование пациентов с малыми включенными дефектами зубных рядов волокноно-композитными адгезивными мостовидными протезами с односторонней опорой : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Ворошилин Юрий Геннадьевич ; ТГМА. – Тверь, 2013. – 140 с.
25. Гапочкина, Л. Л. Физико-механические свойства материалов для изготовления временных конструкций. Сравнительная характеристика / Л. Л. Гапочкина, Н. А. Гончаров, В. П. Чуев [и др.] // *Институт стоматологии*. – 2014. – № 4. – С. 100–101.
26. Гланц, С. Медико-биологическая статистика / С. Гланц ; перевод с английского Ю. А. Данилова ; под редакцией Н. Е. Бузикашвили и Д. В. Самойлова. – Москва : Практика, 1999. – 459 с. : ил. – ISBN 5-89816-009-4.
27. Гожая, Л. Д. Аллергические заболевания в ортопедической стоматологии / Л. Д. Гожая. – Москва : Медицина, 1998. – 157 с. : ил. – ISBN 5-25-00192-0.
28. Гожая, Л. Д. Заболевания слизистой оболочки полости рта, обусловленные материалами зубных протезов (этиология, патогенез, клиника, диагностика, лечение, профилактика) : специальность 14.00.21 «Стоматология» : автореферат

диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Гожая Лидия Дмитриевна ; МГМСУ. – Москва, 2001. – 53 с.

29. Гончаров, Н. А. Исследование современных материалов для изготовления временных конструкций прямым методом / Н. А. Гончаров, Е. А. Лещева, Л. Л. Гапочкина // Российская стоматология. – 2016. – № 1. – С. 38.

30. Гончаров, Н. А. Обоснование применения провизорных коронок при препарировании зубов с учетом микробной адгезии на поверхности ортопедического материала / Н. А. Гончаров, Е. А. Лещева, Ю. А. Трефилова [и др.] // Клиническая стоматология – 2016. – № 1. – С. 52–55.

31. ГОСТ Р 51202-98. Материалы стоматологические полимерные восстановительные: технические требования, методы испытаний : национальный стандарт Российской Федерации : дата введения 1999-07-01 / Комитет по новой медицинской технике Минздрава России. – Издание официальное. – Москва : Госстандарт России, 2002. – 26 с.

32. Гросс, М. Д. Нормализация окклюзии / М. Д. Гросс, Дж. Д. Мэтьюс ; перевод с английского С. В. Мондзольской. – Москва : Медицина, 1986. – 288 с.

33. Гублер, Е. В. Вычислительные методы анализа и распознавания патологических процессов / Е. В. Гублер. – Москва : Медицина, 1978. – 294 с. : ил.

34. Гублер, Е. В. Применение непараметрических критериев статистики в медико-биологических исследованиях / Е. В. Гублер, А. А. Генкин. – Ленинград : Медицина, 1973. – 141 с.

35. Дерягин, Б. В. Адгезия твердых тел / Б. В. Дерягин, Н. А. Кротова, В. П. Смилга. – Москва : Наука, 1973. – 279 с. : ил.

36. Дорофеев, Ю. В. Оптимизация выбора материала для фиксации временных протезов на имплантаты : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Дорофеев Юрий Владимирович ; МГМСУ. – Москва, 2011. – 107 с.

37. Жулев, Е. Н. Материаловедение в ортопедической стоматологии : учебное пособие / Е. Н. Жулев ; Нижегородская государственная медицинская акаде-

мия. – Нижний Новгород : Издательство НГМА, 1997. – 135 с. : ил. – ISBN 5-7032-0141-1.

38. Заболевания слизистой оболочки полости рта : учебное пособие / Е. Н. Иванова, Е. А. Кукушкина, А. М. Петрова [и др.]. – Ростов-на-Дону: Феникс, 2007. – 256 с. – ISBN 978-5-222-10734-8.

39. Захаров, Д. З. Сравнительная оценка композитных материалов для фиксации цельнокерамических конструкций : специальность 14.00.21 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Захаров Дмитрий Захарович ; ЦНИИСиЧЛХР. – Москва, 2009. – 123 с.

40. Зуев, В. В. Физика и химия полимеров: учебное пособие / В. В. Зуев, М. В. Успенская, А. О. Олехнович. – Санкт-Петербург : СПбГУ ИТМО, 2010. – 45 с.

41. Ибрагимов, Т. И. Актуальные вопросы ортопедической стоматологии с углубленным изучением современных методов лечения / Т. И. Ибрагимов. – Москва : Практическая медицина, 2006. – С. 173-180. – ISBN 5-98811-030-4.

42. Иммунологические аспекты патогенеза непереносимости стоматологических конструкционных материалов / А. В. Цимбалистов, Е. С. Михайлова, Н. В. Шабашова [и др.] // Стоматология. – 2006. – № 4. – С. 37–40.

43. Инструкция Tempron. Пластмасса для изготовления временных коронок и мостов / GC Corporation. – Токио, 2018. – 2 с.

44. Инструкция по использованию Crown Temp (Краун Темп, шприц Мини Микс 4: 1). Двухкомпонентный материал для изготовления временных коронок и мостов / TBI Comrani. – Германия : Эльмсхорн, 2018. – 2 с.

45. Инструкция по применению материала стоматологического композитного для изготовления временных ортопедических конструкций Темпкор / ЗАО «ОЭЗ «ВладМиВа»». – Белгород, 2018. – 2 с.

46. Иорданишвили, А. К. Клиническая ортопедическая стоматология / А. К. Иорданишвили. – Москва : МЕДпресс-информ, 2007. – 248 с. : ил. – ISBN 5-98322-266-X.

47. Ирсалиев, Х. И. Функциональная морфология барьерно-защитных комплексов полости рта / Х. И. Ирсалиев, Х. Ш. Рахманов, Д. А. Хализаров. – Ташкент, 2001. – 335 с.

48. Испытание акриловых пластмасс на стойкость к искусственной биодеструкции в имитационной модели с применением микробной ассоциации / О. Ю. Зайченко, В. К. Ильин, А. И. Воложин [и др.] // Российский Стоматологический журнал. – 2002. – № 3. – Р. 19–24.

49. Каламкарров, Х. А. Ортопедическое лечение с применением металлокерамических протезов / Х. А. Каламкарров. – Москва : Медиа сфера, 1996. – 175 с. : ил. – ISBN 5-89084-002-9.

50. Каплан, М. З. Факторы, вызывающие непереносимость зубных протезов: опыт работы в городской поликлинике / М. З. Каплан, М. С. Михеева, З. Н. Каплан // Материалы 14 и 15 Всероссийских научно-практических Конференций ; Труды 10 Съезда Стоматологической Ассоциации России. – Москва, 2005. – С. 136–139.

51. Карапетян, А. А. Клинико-лабораторное обоснование применения адгезионных мостовидных протезов с арамидной нитью и оценка нуждаемости в них : специальность 14.00.21 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Карапетян Ара Аршавирович ; ЦНИИС. – Москва, 2002. – 172 с.

52. Кашкин, П. Н. Руководство по медицинской микологии / П. Н. Кашкин, Н. Д. Шеклаков. – Москва : Медицина. 1978. – 328 с. : ил.

53. Кицуп, И. С. Изучение потребности населения в ортопедической стоматологической помощи / И. С. Кицуп // Проблемы социальной гигиены и здравоохранения. – 2002. – № 3. – С 27–29.

54. Клёмин, В. А. Зубные коронки из полимерных материалов / В. А. Клёмин. – Москва : МЕДпресс-информ 2004. – 176 с. – ISBN 5-98322-050-0.

55. Клёмин, В. А. Принципы оценки и хронометраж определения стоматологического статуса зубов с дефектом твердых тканей / В. А. Клёмин, В. А. Лабунец, В. В. Кубаренко. – Москва : URSS, 2014. – 208 с. – ISBN 978-5-9710-0285-7.

56. Клинико-экономический анализ / П. А. Ворбьев, М. В. Авксентьева, О. В. Борисенко [и др.] ; под редакцией П. А. Воробьева. – 3-е, изд. доп., прилож. – Москва : Ньюдиамед, 2008. – 778 с. : ил. – ISBN 978-5-88107-065-6.

57. Клинические рекомендации (протоколы лечения) при диагнозе «Кариес зубов». Утверждены Постановлением № 15 Совета Ассоциации общественных объединений «Стоматологическая Ассоциация России» от 30 сентября 2014 года / Э. М. Кузьмина, В. К. Леонтьев, Ю. М. Максимовский [и др.]. – Москва, 2014. – 84 с.

58. Колесов, С. Н. Материаловедение и технология конструкционных материалов: учебник для ВУЗов / С. Н. Колесов, И. С. Колесов. – Москва : Высшая школа, 2007. – 535 с. : ил. – ISBN 5-06-004412-2.

59. Колмогоров, А. Н. Элементы теории функций и функционального анализа / А. Н. Колмогоров, С. И. Фомин. – Москва : Физматлит, 2004. – 572 с. – ISBN 5-9221-0266-4.

60. Кузнецова, М. Б. Влияние подготовки зубов для несъемных протезов на свободную десну : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Кузнецова Мария Борисовна ; НГМА. – Тверь, 2012. – 150 с.

61. Курляндский, В. Ю. Керамические и цельнолитые несъемные зубные протезы / В. Ю. Курляндский. – Москва : Медицина, 1978. – 175 с.: ил.

62. Лещева, Е. А. Применение временных несъемных конструкций в ортопедической стоматологии / Е. А. Лещева, Н. А. Гончаров, Д. Ю. Харитонов [и др.] // Медицинский вестник Северного Кавказа. – 2018. – № 4. – С. 631–633.

63. Лосев, Ф. Ф. Эффективность направленной костной регенерации при синус-лифтинге и несъемном протезировании / Ф. Ф. Лосев // Российский стоматологический журнал. – 2000. – № 1. – С. 40.

64. Лошакова, Л. Ю. Подготовка к протезированию / Л. Ю. Лошакова. – Текст : электронный. – [http://tuppum.kloris.ru/wordpress1/wp-content/uploads/2013/06/2014\\_pp.pdf](http://tuppum.kloris.ru/wordpress1/wp-content/uploads/2013/06/2014_pp.pdf) (дата обращения: 01.06.2018).

65. Луцкая, И. К. Восстановительная стоматология. Оборудование, инструменты, вспомогательные материалы / И. К. Луцкая. – Москва : Феникс, 2008. – 208 с. – ISBN 978-5-222-12999-9.

66. Луцкая, И. К. Восстановительная стоматология: учебное пособие / И. К. Луцкая. – Минск : Высшая школа, 2016. – 207 с. – ISBN 978-985-06-2683-7.

67. Лучевая диагностика в стоматологии: национальное руководство / Т. Ю. Алексахина, А. П. Аржанцев, Ю. В. Буковская [и др.] ; главный редактор А. Ю. Васильев. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2010. – 288 с. : ил. – ISBN 978-5-9704-1349-4.

68. Малый, А. Ю. Влияние металлокерамических протезов на кровообращение в краевом пародонте : специальность 14.00.21 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Малый Александр Юрьевич ; ММСИ. – Москва, 1989. – 138 с.

69. Малый, А. Ю. Изучение частоты встречаемости непереносимости конструкционных материалов в ортопедической стоматологии / А. Ю. Малый, Д. В. Басков, С. С. Минаев // Материалы 16 Всероссийской научно-практической Конференции ; Труды 11 Съезда Стоматологической Ассоциации России и 8 Съезда стоматологов России. – Москва, 2006. – С. 291–292.

70. Мартиньони, М. Точная припасовка несъемных протезов. Клинические и зуботехнические этапы. / М. Мартиньони, Э. Шоненбергер. – Москва : Азбука, 2011. – 571 с. – ISBN 978-5-91443-019-8.

71. Материал для изготовления временных конструкций Protemp 4: технический паспорт / 3M ESPE AG. – Зефельд, 2018. – 8 с.

72. Медик, В. А. Математическая статистика в медицине / В. А. Медик, М. С. Токмачев. – Москва, 2007. – 798 с. : ил. – ISBN 978-5-279-03195-5.

73. Медик, В. А. Математическая статистика в медицине. Взгляд в будущее / В. А. Медик, Б. Б. Фишман // Экономика здравоохранения. – 2001. – № 4–5. – С.41–43.

74. Микробиология, вирусология и иммунология полости рта: учебник для студентов / В. Н. Царёв, М. М. Давыдова, Е. Н. Николаева [и др.] ; под редакцией В. Н. Царёва. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2013. – 576 с. : ил. – ISBN 978-5-9704-2582-4.

75. Микрофлора полости рта: норма и патология: учебное пособие / Е. Г. Зеленова, М. И. Заславская, Е. В. Салина, С. П. Рассанов. – Нижний Новгород : Издательство НГМА, 2004. – 128 с. : ил. – ISBN 5-7032-0525-5.

76. Миликевич, В. Ю. Профилактика осложнений при дефектах коронок жевательных зубов и зубных рядов : специальность 14.00.21 «Стоматология» : автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Миликевич Виталий Юрьевич ; ММСИ – Москва, 1984. – 31 с.

77. МКБ-С: Международная классификация стоматологических болезней на основе МКБ-10 / перевод с английского, научный редактор А. Г. Колесник. – Москва : Медицина, 1997. – 248 с. – ISBN 92 4 154467 8.

78. Мурадов, М А. Особенности изготовления временных протезов прямым методом / М. А. Мурадов // Новое в стоматологии. – 2004. – № 6. – С. 70-73.

79. Никеров, В. А. Физика для ВУЗов: механика и молекулярная физика : учебник / В. А. Никеров. – Москва : Дашков и К, 2012. – 136 с. : ил. – ISBN 978-5-394-00691-3.

80. Новиков, В. В. Измерение микротвердости: методические указания / В. В. Новиков. – Иваново : ИГУ, 2014. – 20 с.

81. Общественное здоровье и здравоохранение: национальное руководство / О. Ю. Александрова, В. Ю. Альбицкий, О. В. Андреева [и др.] ; под редакцией В. И. Стародубова, О. П. Щепина. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2013. – 624 с. : ил. – ISBN 978-5-9704-2678-4.

82. Одонтопрепарирование при восстановлении дефектов твердых тканей зубов вкладками : учебное пособие / С. Д. Арутюнов Е. Н. Жулев, Е. А. Волков [и др.]. – Москва : Молодая гвардия, 2007. – 136 с. : ил. – ISBN 978-5-235-03053-4.

83. Ортопедическая стоматология : национальное руководство / С. И. Абакаров, А .В. Алимский, М. М. Антоник ; под редакцией И. Ю. Лебедеенко, С. Д. Арутюнова, А. Н. Ряховского. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2016. – 824 с. : ил. – ISBN 978-5-9704-3582-3.

84. Ортопедическое лечение с применением металлокерамических зубных протезов: учебное пособие / В. Н. Трезубов, В. С. Емгахов, О. Н. Сапронова. –



Москва : Медицинское информационное агенство, 2007. – 200 с. : ил. – ISBN 5-89481-522-3.

85. Основные принципы препарирования зубов под металлокерамические коронки [электронный ресурс] / А. Н. Ряховский, М. М. Уханов, А. А. Карапетян, К. В. Алейников. – <http://www.dentalwebinar.ru/documents/articles/N1.pdf> (дата обращения: 01.06.2018).

86. Основы технологии зубного протезирования: в 2 т. Т. 1 / С. И. Абакаров, М. Н. Бобешко, А. Е. Брагин [и др.] ; под редакцией Э. С. Каливраджьяна. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2016. – 576 с. : ил. – ISBN 9785970436097.

87. Основы технологии зубного протезирования: в 2 т. Т. 2 / А. Е. Брагин, С. И. Бурлуцкая, М. В. Гоман [и др.]; под редакцией Э. С. Каливраджьяна. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2016. – 392 с. : ил. – ISBN 978-5-9704-3610-3.

88. Оудиан, Дж. Основы химии полимеров / Дж. Оудиан ; перевод с английского Я. С. Выгодского ; под редакцией В. В. Коршака. – Москва : Мир, 1974. – 614 с.

89. Оценка влияния методов полировки реставраций на скорость микробной колонизации их поверхности / В. Н. Царёв, И. Ф. Невдачина, А. А. Равинская, К. К. Борчалинская // Dental Forum. – 2012. – № 5. – С. 136.

90. Патент № 2332957 Российская Федерация, МПК А61С13/00. Временный несъемный мостовидный зубной протез : № 20061406706 : заявл. 17.11.2006 : опубл. 10.09.2008 / Арутюнов Д. С. [и др.] ; заявитель МГМСУ. – 5 с.

91. Патент № 2423948 Российская Федерация, МПК А61С13/00. Способ изготовления временных зубных протезов : № 2010107971 : заявл. 05.03.2010 : опубл. 20.07.2011 / Арутюнов Д. С. [и др.] ; заявитель МГМСУ. – 5 с.

92. Патент № 2432924 Российская Федерация, МПК А61С13/00. Способ временного протезирования несъемными мостовидными зубными протезами : № 2010122672 : заявл. 04.06.2010 : опубл. 10.11.2011 / Арутюнов Д. С. [и др.]. – 6 с.

93. Патент № 2454967 Российская Федерация, МПК А61С13/00. Способ временного протезирования зубов в период остеоинтеграции двухэтапных ден-

тальных имплантатов : № 2010139124 : заявл. 23.09.2010 : опубл. 10.07.2012 / Арутюнов Д. С. [и др.]. – 7 с.

94. Патент № 2494702 Российская Федерация, МПКА61С13/271. Временный несъемный зубной протез : № 2011144902 : заявл. 08.11.2011 : опубл. 10.10.2013 / Арутюнов Д. С. [и др.]. – 5 с.

95. Перевезенцева, А. А. Врачебная тактика выбора конструкционного материала временных зубных протезов : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Перевезенцева Анастасия Александровна ; МГМСУ. – Москва, 2012. – 143 с.

96. Перевозников, В. И. Экспериментально-клиническое и экономическое сравнение современных методов изготовления несъемных временных протезов : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Перевозников Вадим Иванович ; Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства России. – Москва, 2012. – 124 с.

97. Петров, А. А. Органическая химия : учебник / А. А. Петров, Х. В. Бальян, А. Т. Трощенко ; под редакцией М. Д. Стадничука. – 5-е изд., перераб. и доп. – Санкт-Петербург : Иван Федоров, 2002. – 624 с. : ил. – ISBN 5-81940-067-4.

98. Пихур, О. Л. Клиновидные дефекты твердых тканей зубов / О. Л. Пихур, А. В. Цимбалистов, Р. А. Садиков. – Санкт-Петербург : СпецЛит, 2011. – 108 с. : ил. – ISBN 978-5-299-00478-6.

99. Полонейчик, Н. М. Фиксирующие материалы для несъемных зубных протезов : учебно-методическое пособие / Н. М. Полонейчик, Н. А. Мышковец, Н. В. Гетман. – Минск : БГМУ, 2002. – 44 с. – ISBN 985 462 121 9.

100. Пономаренко, И. Н. Опыт использования материалов фирмы GC для изготовления временных коронок / И. Н. Пономаренко, М. И. Кронда // Проблемы стоматологии. – 2011. – № 2. – С. 31–33.

101. Поюровская, И. Я. Стоматологическое материаловедение: учебное пособие / И. Я. Поюровская – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 192 с. : ил. – ISBN 978-5-9704-0902-2.

102. Применение клинико-экономического анализа в медицине / А. В. Решетников, Н. Г. Шамшурина, В. М. Алексеева [и др.]. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 179 с. : ил. – ISBN 978-5-9704-1398-2.

103. Прочность и долговечность временных несъемных зубных протезов / В. А. Ерошин, А. В. Бойко, С. Д. Арутюнов [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 4. – С. 106-115.

104. Реброва, О. Ю. Статистический анализ медицинских данных: применение пакета прикладных программ STATISTICA / О. Ю. Реброва. – Москва : Медиа Сфера, 2002. – 305 с. : ил. – ISBN 5-89084-013-4.

105. Розенштиль, С. Ортопедическое лечение несъемными протезами / С. Розенштиль, М. Лэнд, Ю. Фуджимото ; под общей редакцией И. Ю. Лебедеко ; перевод с английского Н. В. Каневской, Т. В. Лихачевской. – Москва : МЕДпресс-информ, 2010. – 939 с. : ил. – ISBN 978-5-91713-050-7.

106. Роль местного иммунитета в патогенезе непереносимости стоматологических конструкционных материалов / Н. В. Шабашова, Е. В. Фролова, Е. С. Михайлова [и др.] // Цитокины и воспаление. – 2006. – Т. 5, № 2. – С. 47-50.

107. Руководство по ортопедической стоматологии / В. Н. Копейкин, М. Г. Бушан, А. П. Воронов ; под редакцией В. Н. Копейкина. – Москва : Триада-Х, 1998. – 496 с. : ил. – ISBN 5-86021-041-8.

108. Руководство по стоматологическому материаловедению : учебное пособие / С. И. Абакаров, Е. А. Брагин, Н. А. Голубев [и др.] ; под редакцией Э. С. Каливрадзияна, Е. А. Брагина. – Москва : Медицинское информационное агентство, 2013. – 298 с. : ил. – ISBN 978-5-8948-1919-8.

109. Самусенков, В. О. Клинико-микробиологическое обоснование временного протезирования при непосредственной дентальной имплантации : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Самусенков Вадим Олегович ; МГМСУ. – Москва, 2012. – 139 с.

110. Семенов, З. К. Роль временных замещающих конструкций в процессе протезирования при дефектах зубов и зубных рядов : специальность 14.01.14 «Сто-

матология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Семенов Залим Каральбиевич ; СПбГМУ. – Санкт-Петербург, 2009. – 240 с.

111. Смит, Б. Коронки и мостовидные протезы в современной стоматологии / Б. Смит, Л. Хоу ; под редакцией Е. Ю. Новикова ; перевод с английского А. Л. Иванова, М. В. Короленковой. – Москва : МЕДпресс-информ, 2010. – 344 с. : ил. – ISBN 5-98322-604-5.

112. Сорокина, О. В. Повышение функциональных и эстетических показателей несъемных металлопластмассовых и металлокомпозитных ортопедических конструкций на цельнолитой основе : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Сорокина Ольга Васильевна ; ВГМА. – Воронеж. 2009. – 2010. – 127 с.

113. Степанов, Е. С. Сравнительная характеристика современных материалов для временных несъемных конструкций зубных протезов : специальность 14.00.21 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Степанов Евгений Сергеевич ; КГМА. – Красноярск, 2009. – 118 с.

114. Стоматологическая заболеваемость населения России: Эпидемиологическое стоматологическое обследование населения России / Министерство здравоохранения Российской Федерации ; Московский государственный медико-стоматологический университет ; под редакцией Э. М. Кузьминой. – Москва : Информэлектро, 1999. – 227 с. – ISBN 5-7801-0135-3.

115. Стоматологическое материаловедение : учебник / Э. С. Каливрадзян Е. А. Брагин, С. И. Абакаров [и др.]. – Москва : Медицинское информационное агентство, 2014. – 316 с. : ил. – ISBN 978-5-9986-0147-7.

116. Стоматологическое материаловедение : учебное пособие / В. А. Попков О. В. Нестерова. И. Н. Аверцева. – 2-е изд., доп. – Москва : МЕДпресс-информ, 2009. – 400 с. : ил. – ISBN 5-98322-476-X.

117. Терапевтическая стоматология : национальное руководство / Л. А. Аксамит, С. Д. Арутюнов, В. Г. Атрушкевич [и др.] ; под редакцией Л. А. Дмитриевой, Ю. А. Максимовского. – 2-е изд., перераб. и доп. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 912 с. : ил. – ISBN 978-5-9704-3476-5.

118. Тишкина, О. С. Сравнение стабильности эстетических параметров прямых и непрямых реставраций из микрогибридного композита : специальность 14.00.21 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Тишкина Ольга Сергеевна ; МГМСУ. – Москва, 2008. – 135 с.
119. Трезубов, В. Н. Ортопедическая стоматология: прикладное материаловедение / В. Н. Трезубов, М. З. Штейнгатт, Л. М. Мишнев ; под редакцией В. Н. Трезубова. – 3-е изд., испр. и доп. – Санкт-Петербург : СпецЛит, 2003. – 384 с. : ил. – ISBN 5299002416.
120. Тривно, М. С. Клеи и склеивание / М. С. Тривно, Е. В. Москалев ; под редакцией В. А. Брагинского. – Ленинград : Химия, 1980. – 120 с. : ил.
121. Тугов, И. И. Химия и физика полимеров : учебное пособие / И. И. Тугов, Г. И. Костыркина. – Москва : Химия, 1989. – 430 с. : ил. – ISBN 5-7245-0243-7.
122. Ушаков, А. И. Применение композитного материала на основе цианакрилатов при операциях на альвеолярных отростках челюстей / А. И. Ушаков, Д. А. Божуков, Т. М. Ушакова // Стоматология. – 2000. – Т. 79, № 1. – С. 17–19.
123. Флетчер, Р. Клиническая эпидемиология: основы доказательной медицины / Р. Флетчер, С. Флетчер, Э. Вагнер ; перевод с английского под редакцией С. Е. Бащинского. С. Ю. Варшавского. – 3. изд. – Москва : Медиа Сфера, 1998. – 347 с. : ил. – ISBN 5-89084-011-8.
124. Формирование биопленки на временных зубных протезах: соотношение процессов первичной адгезии, коагрегации и колонизации / С. Д. Арутюнов, В. Н. Царев, Е. В. Ипполитов [и др.] // Стоматология. – 2012. – Т. 91, № 5. – С. 5–10.
125. Фрейдин, А. С. Свойства и расчет адгезионных соединений / А. С. Фрейдин, Р. А. Турусов. – Москва : Химия, 1990. – 254 с. : ил. – ISBN 5-7245-0552-5.
126. Халафян, А. А. Statistica 6: статистический анализ данных : учебник : учебное пособие / А. А. Халафян. – 2-е изд. – Москва : Бином, 2010. – 522 с. : ил. – ISBN 978-5-9518-0370-2.
127. Хватова, М. Д. Клинико-экспериментальное обоснование оптимизации метода прямой реставрации депульпированных зубов : специальность

14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Хватова Марина Дмитриевна ; ПГМУ. – Пермь, 2015. – 113 с.

128. Царёв, В. Н. Микробиология полости рта / В. Н. Царёв, М. М. Давыдова. – Москва : УМО МЗ РФ, 2008. – 50 с.

129. Цимбалистов, А. В. Клиновидные дефекты твердых тканей зубов / А. В. Цимбалистов, Р. А. Садиков, О. Л. Пухур. – Санкт-Петербург : СпецЛит, 2010. – 160 с. : ил. – ISBN 978-5-299-00478-6.

130. Чеботарь, И. В. Нейтрофилы и бактериальные биопленки: диалектика взаимоотношений / И. В. Чеботарь, А. Н. Маянский, Е. Д. Кончакова // Журнал микробиологии, эпидемиологии и иммунобиологии. – 2013. – № 6. – С. 105-112.

131. Черкезишвили, Т. Н. Обоснование выбора композиционного материала для реконструкции разрушенных коронок зубов у пациентов с заболеваниями пародонта : специальность 14.00.21 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Черкезишвили Теа Нугзаровна ; МГМСУ. – Москва, 2005. – 142 с.

132. Шиллинбург, Г. Основы несъемного протезирования / Г. Шиллинбург. С. Хобо, Л. Уитсетт [и др.]. – Москва : Квинтэссенция, 2008. – 557 с. – ISBN 978-5-903567-09-6.

133. Aas, J. A. Clin the normal bacterial flora of the oral cavity / J. A. Aas // Microbiol. – 2005. – Vol. 43, № 11. – P. 5721-5722.

134. Accelerated aging affects color stability of provisional restorative materials / P. G. Doray, X. Wang, J. M. Powers, J. O. Burgess // J. Prosthodont. – 1997. – Vol. 6, № 3. – P. 183–188.

135. Appleby, R. C. Immediate maxillary denture impression / R. C. Appleby, W. F. Kirchoff // J. Prosth. Dent. – 1995. – № 5. – P. 443.

136. Applicability of titanium in preparing dental prostheses for allergic patients / C. Hegedus, I. Lampe, G. Vitalyos [et al.] // Fogorv Sz. – 2004. – Vol. 97, № 6. – P. 239–245.

137. Application of Temporary Fixed Constructions / N. A. Goncharov, E. A. Lescheva, D. J. Haritonov [et al.] // *Research Journal of Pharmaceutical, Biological and Chemical Sciences*. – 2018. – Vol. 9. – P. 723–730.
138. Bai, S. Characterization and antibacterial effect of Ag-nHA-nTiO<sub>2</sub> / polyamide 66 nanocomposite membrane on oral bacteria / S. Bai // *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. – 2008. – Vol. 26, № 4. – P. 358–361.
139. Benesova, O. Biological testing of monomers used for polymer synthesis / O. Benesova, L. Spinel // *Pol. J. Pharmacol.* – 1980. – Vol. 32, № 1. – P. 115–118.
140. Capopreso, S. Bacterial adhesion to dental alloys. The role of the surface and composition / S. Capopreso // *Minerva Stomatol.* – 1999. – Vol. 48, № 11. – P. 509–523.
141. Chow, T. W. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 2. Water sorption and clinical trials / T. W. Chow // *Austr. Dent. J.* – 1992. – Vol. 37, № 6. – P. 433–438.
142. Cilkova, I. Question of Biological Control Methods for Plastic Materials / I. Cilkova, D. Waitzova // *Pjl. J. Pharmacol.* – 1980. – Vol. 32, № 1. – P. 91–97.
143. Contemporary Maxillary Implant-Supported Full-Arch Restorations Combining Esthetics and Passive Fit / P. S. Wohrle, D. F. Cornell // *ProLab IQ*. – 2003. – № 8. – P. 20–38.
144. Correlation between self-ratings of denture function and oral health – related quality of Life in different age groups / A. J. Hassel, C. Rolko; A. C. Grossmann [et al.] // *Int. J. Prosthodont.* – 2007. – Vol. 20, № 3. – P. 242.
145. Dorko, E. The histopathological characterization of oral Candida leukoplakias / E. Dorko // *Folia Microbiol (Praha)*. – 2001. – Vol. 46, № 5. – P. 447–451.
146. Efficacy of antifungal agents in tissue conditioners in treating candidiasis / C. K. Chow, D. W. Matear, H. P. Lawrence // *Gerodontology*. – 1999. – Vol. 16. – P. 110.
147. Einheitlicher Bewertungsmaßstab fuer Zahnärztliche Leistungen (BE-MA): Aktuelle Ergänzungen / Stand 01.01.1999. – Herne, 1999. – 214 p.
148. From in vitro to in vivo models of bacterial biofilm-related infections / D. Lebeaux, A. Chauhan, O. Rendueles, C. Beloin // *Pathogens*. – 2013. – Vol. 2. – P. 256–288.

149. Hench, L. L. Bioactive ceramics in Bioceramics: material characteristics. In vivo Behavior / L. L. Hench, P. Ducheyne, Y. E. Lemons // Proc. N. Y. Acad. Sci. – 1988. – Vol. 523. – P. 54–71.
150. Heners, M. Die Bedeutung allgemein anerkannten Regeln und ihrer Kriterien fuer die Qualitaetsdiskussion in der Zahnheilkunde / M. Heners // Dtsch. zahn-aerztl Zt-schr. – 1991. – Bd. 46. – P. 262.
151. Jolanki, R. Occupational allergic contact dermatitis caused by exposure to acrylates during work with dental protheses / R. Jolanki, L. Kanerva // Contact Dermatitis. – 1993. – Vol. 28. – P. 268–275.
152. Kern, M. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures / M. Kern, T. Fechtling, J. Strub // J. Prosthet. Dent. – 1994. – Vol. 71. – P. 251–256.
153. Li, G. Study of adherence of normal oral bacteria on polymethyl methacrylate containing silver-supported silicate inorganic antibacterial / G. Li // Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. – 2007. – Vol. 25, № 3. – P. 280–284.
154. Liu, Y. Metal elements from intraoral metal restorations / Y. Liu // Shanghai Kou Qiang Yi Xue. – 2004. – Vol. 13, № 3. – P. 189–192.
155. McCracken, M. S. Clinical and Oral microbiologia / M. S. McCracken. – New-York, 1982. – ISBN 9780070102965.
156. Mine, A. A case report of a metal allergy patient whose prosthesis was identified allergenic by non-destructive metal element analysis and a dermatological patch test / A. A. Mine // Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi. – 2006. – Vol. 50, № 2. – P. 276–279.
157. Monroe, D. Looking for Chinks in the Armor of Bacterial Biofilms / D. Monroe // PLoS Biol. – 2007. – Vol. 11, № 5. – P. 307.
158. Oral Biofilm Architecture on Natural Teeth / V. Zijngel, M. Barbara M. van Leeuwen, J. E. Degener, [et al.] // PLoS ONE. – 2010. – Vol. 2, № 5. – P. 9321.
159. Oral health surveys. Basic methods. – Geneva, 1987. – 512 p.



160. Oral Health of United States Adults: National Findings / A. J. Miller // US Department of Health and Human Services, Public Health Services, National Institute of Health. – 1987. – 112 p.
161. Pace, J. L. Biofilms, infection and antimicrobial therapy / J. L. Pace, M. E. Rupp, R. G. Finch. – London ; New York ; Singapore : Boca Raton, 2006. – 520 p.
162. Pahnke, D. Das ORATEL-Projekt: qualitaetssicherung und Entscheidungsunterstuetzung / D. Pahnke, H. Schwanewede // Qualitaetssicherung in der Zahnheilkunde. – Heidelberg, 1995. – P. 77–90.
163. Petrie, J. Centric relation or centric occlusion. Choosing the best restorative procedure / J. Petrie // CDS-Rev. – 1993. – Vol. 36, № 7. – P. 24–25.
164. Rosenstiel, S. F. Contemporary fixed prosthodontics / S. F. Rosenstiel, M. F. Land, J. Fujimoto. – Mosby Elsevier, 2010. – 940 p.
165. Scanning electron microscopy evaluation of the link between a new dentinal desensitizer and dentine / F. Brenna, A. Tagliabue, L. Levrini [et al.] // F. Minerva Stomatol. – 2003. – Vol. 52, № 9. – P. 413–421.
166. Schoenfeld, R. H. Die Abrechnungsbuch fuer die Zahnaerztliche Praxis / R. H. Schoenfeld. – Hannover, 1995. – P. 203-208.
167. Sharma, A. Palatal mucosa under dentures: a qualitative histologis and histochemical analisis / A. Sharma, L. Mirza // J. Prosth. Dent. 1986. – Vol. 56, № 3. – P. 574–582.
168. She, W. J. Comparison of the antibacterial activity on oral pathogens among six types of nano-silver base inorganic antibacterial agents / W. J. She // Shanghai Kou Qiang Yi Xue. – 2003. – Vol. 12, № 5. – P. 356–358.
169. Simon, M. A. Plasticizer-level study of polyvinylchloride ion- selective membranes / M. A. Simon // J. Biomed. Mater. Res. – 1996. – Vol. 30, № 3. – P. 313–320.
170. Sinha, M. Qualitaet und Wirtschaftlichkeit in der zahnmedizinischen Versorgung / M. Sinha // Beitrage zur Qualitaet ssicherung in der Zahnmedizin. – Baden-Baden, 1993. – P. 38–50.

171. Terhune, W. F. In vitro cytotoxicity of Orthodontic Bonding Materials / W. F. Terhune // Amer. J. Orthodont. – 1983. – Vol. 83, № 6. – P.501–506.
172. The growing importance of materials that microbial adhesion: antimicrobial effect of medical devices containing silver / D. R. Monteiro, L. F. Gorup, A. S. Takamiya [et al.] // Int. J. Antimicrob. Agents. – 2009. – Vol. 34. – P. 103–110.
173. Welker, D. Reaction of the skin and mucous membrane of the oral cavity to dental plastics / D. Welker // Quintessence. – 1997. – № 1. – P. 55–57.
174. Wolfaardt, J. F. The occurrence of porosity in a heat-cure poly (methyl-methacrylate) denture base resin / J. F. Wolfaardt, P. Cleaton-Jones // J. Prosthet. Dent. 1986. – Vol. 35, № 3. – P. 393–400.
175. World Association of Medical Editors (WAME). – <http://www.wame.org> (датаобращения: 27.04.2018). – Text: electronic.

## Приложения

Приложение 1

«УТВЕРЖДАЮ»

Проректор по научно-инновационной  
деятельности Воронежской  
государственной медицинской  
академии им. Н.Н. Бурденко  
профессор В.А. Куниц



2015

АКТ

о внедрении результатов работы д.м.н. профессора Лещевой Е.А.,  
аспиранта Гончарова Н.А. в учебный процесс кафедры  
пропедевтической стоматологии

Настоящий акт составлен в том, что результаты исследования Лещевой Е.А., Гончарова Н.А. «Клинико-лабораторное обоснование применения нового композиционного материала для временного протезирования», с использованием предложенных авторами рекомендаций, внедрены в учебную деятельность кафедры пропедевтической стоматологии Воронежской государственной медицинской академии им. Н.Н.Бурденко.

С целью снижения осложнений и повышение эффективности при протезировании несъемными конструкциями более рационально использование прямого метода изготовления временных конструкции. В настоящее время наиболее востребованы материалы импортного производства. ОЭЗ «ВладМиВа» (г.Белгород) разработала новый отечественный композиционный материал «Темпокор», для изготовления временных конструкций.

На основании проведенных физико-механических, клинических исследований данный материал сопоставим с импортными аналогами, что позволяет считать его перспективным для изготовления временных конструкций прямым методом.

Зав.кафедрой пропедевтической стоматологии,  
к.м.н., доцент

А.Н. Морозов

## «УТВЕРЖДАЮ»

Проректор по научно-инновационной  
деятельности Воронежской  
государственной медицинской  
академии им. Н.Н. Бурденко  
профессор В.А. Кузин

«\_\_\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2015

## АКТ

о внедрении результатов работы д.м.н., профессора Лещевой Е.А.,  
аспиранта Гончарова Н.А. в учебный процесс кафедры госпитальной  
стоматологии

Настоящий акт составлен в том, что результаты исследования Лещевой Е.А., Гончарова Н.А. «Клинико-лабораторное обоснование применения нового композиционного материала для временного протезирования», с использованием предложенных авторами рекомендаций, внедрены в учебную деятельность кафедры госпитальной стоматологии Воронежской государственной медицинской академии им. Н.Н.Бурденко.

С целью снижения осложнений и повышение эффективности при протезировании несъемными конструкциями более рационально использование прямого метода изготовления временных конструкции. В настоящее время наиболее востребованы материалы импортного производства. ОЭЗ «ВладМиВа» (г.Белгород) разработала новый отечественный композиционный материал «Темпкор», для изготовления временных конструкций.

На основании проведенных физико-механических, клинических исследований данный материал сопоставим с импортными аналогами, что позволяет считать его перспективным для изготовления временных конструкций прямым методом.

Зав.кафедрой госпитальной стоматологии,  
д.м.н., профессор



А.В. Сущенко



## «УТВЕРЖДАЮ»

Проректор по научно-инновационной  
деятельности Воронежской  
государственной медицинской  
академии им. Н.Н. Бурденко  
профессор В.А. Кунин

«          »            2015

## АКТ

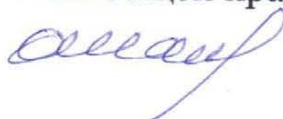
о внедрении результатов работы д.м.н., профессора Лещевой Е.А.,  
аспиранта Гончарова Н.А. в учебный процесс кафедры стоматологии  
общей практики

Настоящий акт составлен в том, что результаты исследования Лещевой Е.А., Гончарова Н.А. «Клинико-лабораторное обоснование применения нового композиционного материала для временного протезирования», с использованием предложенных авторами рекомендаций, внедрены в учебную деятельность кафедры стоматологии общей практики Воронежской государственной медицинской академии им. Н.Н.Бурденко.

С целью снижения осложнений и повышение эффективности при протезировании несъемными конструкциями более рационально использование прямого метода изготовления временных конструкции. В настоящее время наиболее востребованы материалы импортного производства. ООЗ «ВладМиВа» (г.Белгород) разработала новый отечественный композиционный материал «Темпокор», для изготовления временных конструкций.

На основании проведенных физико-механических, клинических исследований данный материал сопоставим с импортными аналогами, что позволяет считать его перспективным для изготовления временных конструкций прямым методом.

И.о. зав.кафедрой стоматологии общей практики,  
д.м.н., профессор



О.Ю. Шалаев

«УТВЕРЖДАЮ»



Главный врач АУЗ ВО «Воронежская областная  
клиническая стоматологическая поликлиника»  
394055 г. Воронеж, ул. Ворошилова, 3

О. А. Покидько

12 марта 2015

внедрения предложений по использованию стоматологического материала «Темпкор» (ВладМиВа) в клинике ортопедической стоматологии.

Авторы: Лещева Елена Александровна, д.м.н., профессор кафедры стоматологии общей практики, Гончаров Николай Александрович, заочный аспирант кафедры стоматологии общей практики.

Работа: диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук «Клинико-лабораторное обоснование применения нового композиционного материала для временного протезирования».

Комиссия в составе: председателя – заведующего ортопедическим отделением №1 АУЗ ВО «ВОКСП» Михайловой М. Г.

и членов: врача-стоматолога-ортопеда Абакумова С.И., врача-стоматолога-ортопеда Попова А.Е., врача-стоматолога-ортопеда Алексева Д.С., врача-стоматолога-ортопеда Хондкарян Т.В.

удостоверяет, что разработанные Лещевой Е.А., Гончаровым Н.А. предложения по использованию композиционного материала «Темпкор» для изготовления временных конструкций прямым способом внедрены в лечебную работу ортопедических отделений №1, №2 АУЗ ВО «ВОКСП».

Краткое содержание предложения: Учитывая необходимость покрытия зубов сразу после препарирования, более рационально использование прямого метода изготовления временных конструкций. В настоящее время востребованы материалы импортного производства, отечественные не используются. Фирма «ВладМиВа» (г. Белгород) разработала новый отечественный композиционный материал химического отверждения на основе многофункциональных метакрилатов для изготовления временных конструкций прямым методом «Темпкор».

Получен эффект от внедрения: Использование материала «Темпкор» позволяет повысить эффективность лечения пациентов с дефектами зубов и челюстей, снизить количество осложнений при изготовлении несъемных конструкций. Данный материал по физико-механическим, клиническим свойствам сопоставим с импортными аналогами, что позволяет считать его перспективным для изготовления временных конструкций.

Количество специалистов, освоивших предложение - 5.

Председатель:

Михайлова М.Г.

Члены комиссии:

Абакумов С.И.

Попов А.Е.

Алексеев Д.С.

Хондкарян Т.В.