

ФГБОУ ВО «СТАВРОПОЛЬСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ  
МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ» МИНИСТЕРСТВА  
ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

ЭЛЬКАНОВ АХМАТ АУБЕКIROВИЧ

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ПРОЧНОСТИ РАЗЛИЧНЫХ  
КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ  
ИЗГОТОВЛЕНИЯ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ

14.01.14 – Стоматология

Диссертация

на соискание ученой степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель

доктор медицинских наук,

профессор Брагин Е.А.

Ставрополь – 2018

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. ПРОЧНОСТНЫЕ СВОЙСТВА СОВРЕМЕННЫХ КЕРАМИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).....	12
1.1. Физико-механические характеристики и технологии изготовления керамических материалов.....	12
1.2. Современные керамические материалы и их прочностные свойства.....	21
1.3. Клинический опыт применения современных керамических материалов.....	34
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ .....	40
2.1.Лабораторные исследования.....	40
2.1.1. Получение экспериментальных образцов.....	40
2.1.2. Методика исследования прочности на трехточечный изгиб.....	45
2.1.3. Методика определения вязкости разрушения керамических материалов.....	48
2.1.4. Микроскопическое исследование образцов.....	52
2.2. Клинические исследования.....	54
2.3. Статистический метод обработки полученных результатов.....	55
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ .....	58
3.1. Результаты лабораторных исследований.....	58
3.1.1. Результаты исследований предела прочности изучаемых материалов..	58
3.1.2. Результаты исследований вязкости разрушения изучаемых материалов.....	83

3.2. Результаты клинических исследований.....	91
3.3. Меры профилактики поломок керамических конструкций.....	103
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	109
ВЫВОДЫ.....	122
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	124
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	126
ПРИЛОЖЕНИЕ .....	141

## **ВВЕДЕНИЕ**

### **Актуальность темы и степень ее разработанности**

Создание и изучение новых керамических материалов, применяемых при протезировании дефектов зубов и зубных рядов, являются значимой частью современных наукоемких технологий. По данным ВОЗ частичная потеря зубов – это одна из самых распространенных патологий зубочелюстной системы [78, 103]. Возрастающие ожидания пациентов в улучшении качества стоматологического протезирования, связанного, в том числе, с эстетической составляющей [23, 108, 123], приводят к необходимости применения научного подхода к проблеме развития протезирования, разработке инновационных технологий создания биокерамических материалов и оценке их физико-механических характеристик, что делает тему нашего исследования востребованной.

Актуальность проблемы состоит в необходимости повышения качества стоматологической помощи населению с патологией зубочелюстной системы за счет выбора подходящих керамических материалов с достаточными прочностными характеристиками индивидуально для каждого пациента с учетом всех факторов, действующих в полости рта [20, 107].

При исследовании стоматологических материалов используют различные методики испытаний для подробного изучения свойств этих материалов, а также их зависимости от химического состава, структуры и методов обработки. Успешное протезирование зубов зависит от свойств выбранных конструкционных материалов.

Особое внимание уделяется механическим свойствам керамических материалов. Все конструкционные материалы, которые используются при протезировании зубов, должны обладать определенными механическими свойствами, которые отражают их сопротивляемость внешнему воздействию

и определяют область применения при протезировании дефектов твердых тканей зубов и зубных рядов. К таким свойствам относится механическая прочность – устойчивость материала перед разрушающим воздействием переменных и разнонаправленных сил, которые постоянно действуют в полости рта (нагрузки на сдвиг, изгиб, разрыв, растяжение и скручивание). Предел прочности – максимальное напряжение, которое выдерживает материал, не разрушаясь [56, 66].

Предел прочности на изгиб зачастую является основным критерием при выборе керамического материала. Одним из основных методов определения этого показателя является испытание на трехточечный изгиб, проводимое по Международному стандарту ISO 6872 [40, 59]. Однако исследователи отмечают, что выбор материала не может быть корректным при учете только лишь максимальной прочности на изгиб. Это связано с тем, что стоматологические керамические реставрации подвергаются не однократной статической нагрузке, а многократной динамической нагрузке продолжительностью в несколько миллионов циклов. Под воздействием динамической нагрузки фактическая прочность, согласно результатам исследований, может снижаться примерно до половины измеренной величины [83]. Кроме того, предел прочности при изгибе эмали зубов составляет примерно 60-85 МПа, а дентина – примерно 100 МПа, и это подтверждает то, что оценка предела прочности при изгибе не может выступать единственным параметром при выборе материала для изготовления керамических реставраций [43, 64].

Важной характеристикой стойкости хрупкого керамического материала является вязкость разрушения или трещиностойкость – свойство, отражающее способность материала сопротивляться распространению трещины [142].

В настоящее время не все свойства керамических конструкционных материалов, используемых для изготовления зубных протезов, изучены в

полном объеме. Также в научной литературе отсутствуют отдаленные результаты их клинического применения, подтверждающие возможности применения данных материалов. Все это и послужило мотивацией данного научного исследования.

### **Цель исследования:**

Повысить эффективность протетического лечения пациентов за счет обоснования выбора современных керамических материалов.

### **Задачи исследования:**

1. Разработать методику экспериментального исследования керамических материалов;
2. Изучить показатели прочности, вязкости разрушения керамических материалов;
3. Найти способ повышения прочности материала, проанализировать устойчивость материалов к распространению трещин;
4. Провести клиническое исследование пациентов, подвергшихся ортопедическому лечению дефектов зубов и зубных рядов керамическими конструкциями;
5. Классифицировать современные керамические материалы и разработать рекомендации по их применению в ортопедической стоматологии.

### **Методология и методы исследования**

В период с 2014 по 2016 год были проведены лабораторное и клиническое исследования.

В ходе лабораторного исследования были изучены основные механические свойства, характеризующие прочность керамических материалов: предел прочности при изгибе по трехточечной методике и вязкость разрушения. Для этого материалы были поделены на 2 сравнительные группы: первая – материалы, используемые для изготовления одиночных керамических конструкций (полевошпатная керамика, гибридная

керамика, лейцитная стеклокерамика), вторая – материалы, применяемые при изготовлении более протяженных конструкций зубных протезов (литийдисиликатная стеклокерамика; литийдисиликатная стеклокерамика, армированная цирконием; диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия). Было подвергнуто экспериментальному исследованию на предел прочности по 46 подготовленных образцов каждого материала, по 31 из которых подвергались дополнительной обработке (полировка силиконовыми головками, пескоструйная обработка и выдерживание в 9-процентной плавиковой кислоте в течение одной минуты) для сравнения прочности материала до и после дополнительной обработки. Для обоснования изменения прочностных свойств материала было проведено микроскопическое исследование подготовленных образцов. Вязкость разрушения материалов была определена в ходе экспериментального исследования, которому подверглось по 15 подготовленных образцов с V-образными вырезами.

В ходе ретроспективного клинического исследования пациентов, находившихся ранее на ортопедическом лечении, наблюдалось 208 пациентов второго периода зрелого возраста. Исследуемые пациенты были разделены на две сравнительные группы. В первую группу были включены пациенты с зафиксированными одиночными конструкциями, такими, как виниры, вкладки, искусственные коронки, изготовленные из керамических материалов первой группы сравнения (112 человек), во вторую – пациенты с зафиксированными мостовидными протезами различной протяженности, изготовленными из керамических материалов второй группы сравнения (96 человек). За исследуемый промежуток времени у наблюдаемых пациентов регистрировались случаи частичных и полных поломок, сколов облицовки несъемных ортопедических конструкций. Был проведен анализ причин данных осложнений и их частоты.

Все исследования проведены в соответствии с основаниями требований Хельсинской декларации Всемирной ассоциации «Этические принципы проведения научных медицинских исследований с участием человека» и Приказа от 19.06.2013 №266 Министерства здравоохранения Российской Федерации «Правила клинической практики в Российской Федерации» (заключение Комитета по этике ГБОУ ВПО СтГМУ Минздрава России (протокол №43 от 15.12.2014)) при наличии согласия участия в научном исследовании.

### **Степень достоверности, апробация работы, личное участие**

Достоверность полученных результатов обусловлена достаточным объемом выборки, подбором сопоставимых по возрасту групп сравнения, использованием соответствующих цели, задач, методов исследования, применением актуальных методов статистического анализа данных.

Основные положения работы представлены на пятидесятой Всероссийской научно-практической конференции «Актуальные проблемы Стоматологии» (Ставрополь, 2015), пятьдесят первой Всероссийской научно-практической конференции «Актуальные проблемы Стоматологии» (Ставрополь, 2016). Результаты исследований были также представлены на втором открытом конкурсе молодых ученых на лучший доклад в области стоматологии и челюстно-лицевой хирургии (Москва, 2017).

Результаты диссертационного исследования доложены и обсуждены на межкафедральном совещании кафедр ортопедической стоматологии и пропедевтики стоматологических заболеваний Ставропольского государственного медицинского университета 9 ноября 2017 г. (протокол № 8).

Личный вклад соискателя состоит в непосредственном участии на всех этапах диссертационного исследования. Основная идея, формулировка рабочей гипотезы, формирование целей и задач, планирование научного

исследования проводились совместно с научным руководителем: д.м.н., профессором Е. А. Брагиным. Автор лично принимал участие в лабораторных и клинических исследованиях. Статистическая обработка данных, анализ полученных результатов, написание и оформление рукописи диссертации, представление результатов работы в научных публикациях и в виде докладов на конференциях осуществлялись автором лично.

### **Положения, выносимые на защиту**

1. Предел прочности керамических материалов зависит от конфигурации конструкции, ее толщины, наличия микротрещин. Эти показатели определяют причину хрупкого разрушения материала.
2. Показатели вязкости разрушения керамических материалов позволяют предсказать поведение материала в полости рта под действием разнонаправленных нагрузок, их способность к сопротивлению распространения трещин.
3. Самым прочным из изучаемых керамических материалов является диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия, свойства которого позволяют использовать его при изготовлении несъемных конструкций большой протяженности.

### **Научная новизна**

Впервые разработан оптимальный метод получения экспериментальных образцов из керамических материалов.

Разработан испытательный стенд для проведения экспериментальных исследований прочности материалов на изгиб по трехточечной методике.

Впервые проведено полное исследование прочностных свойств основных классов современных керамических материалов, применяемых при протезировании зубов и их сравнительная характеристика.

Впервые на основе полученных экспериментальных данных предела прочности и вязкости разрушения разработаны практические рекомендации

исследуемых материалов на основе классификации керамических материалов.

Впервые были детально изучены основные причины поломок цельнокерамических конструкций зубных протезов и способы их предотвращения.

### **Теоретическая и практическая значимость работы**

Теоретическая значимость работы определяется новыми данными прочностных свойств керамических материалов, используемых для изготовления зубных протезов, а также результатами клинического исследования, характеризующего частоту поломок цельнокерамических конструкций зубных протезов и способы их профилактики.

Практическая значимость работы состоит в разработке специального крепления для фиксации керамических блоков для удобства их обработки, оптимального способа обработки керамических материалов, не влияющего на их структурные свойства и не вызывающего усталости материала. Проведенное экспериментальное исследование позволило дать общую характеристику керамическим материалам, используемым в ортопедической стоматологии, что позволило дать четкие рекомендации по их использованию. Разработаны рекомендации по предотвращению поломок цельнокерамических конструкций зубных протезов.

### **Внедрение результатов исследования в практику**

Результаты проведенных исследований внедрены в учебную программу и педагогическую практику кафедры ортопедической стоматологии ФГБОУ ВО СтГМУ Минздрава России для проведения теоретических и практических занятий со студентами стоматологического факультета, клиническими ординаторами и аспирантами.

Полученные данные внедрены и используются в лечебной практике врачей-стоматологов стоматологической поликлиники Ставропольского государственного медицинского университета (СтГМУ).

### **Специальность, которой соответствует диссертация**

Областями исследования представленной научной работы является изучение керамических конструкционных материалов, применяемых при изготовлении зубных протезов, показаний к их применению и способов предотвращения нарушения их целостности. Указанные области и соответствуют специальности 14.01.14 – Стоматология.

### **Публикации**

По теме диссертационного исследования опубликовано семь научных работ, в том числе четыре работы опубликованы в рецензируемых научных изданиях, которые включены в перечень российских научных журналов, рекомендованных ВАК. Имеется патент на полезную модель.

### **Объем и структура диссертации**

Диссертация изложена на 162 страницах, состоит из введения, обзора литературы, главы материалов и методов исследования, результатов исследований и их обсуждений, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка литературы и приложения. Список литературы включает 155 источников, из них 32 работы отечественных авторов и 123 источника зарубежной литературы. Работа иллюстрирована 56 рисунками и 16 таблицами.

# **ГЛАВА 1. ПРОЧНОСТНЫЕ СВОЙСТВА СОВРЕМЕННЫХ КЕРАМИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)**

## **1.1. Физико-механические характеристики и технологии изготовления керамических материалов**

Исследование, разработка и производство керамических материалов для ортопедической стоматологии составляют существенный сегмент современного рынка наукоемких технологий. Несмотря на значительные достижения в здравоохранении, в том числе, в профилактике стоматологических заболеваний, по данным ВОЗ частичная адентия, наряду с кариесом и болезнями пародонта, относится к наиболее часто встречающейся патологии зубочелюстной системы, а количество людей, пользующихся зубными протезами после 50 лет, составляет более 25% [78, 103]. По данным исследований, потребность в современных керамических материалах для людей среднего возраста ежегодно увеличивается на 15-20% [106]. Возрастающие ожидания пациентов в улучшении качества стоматологического протезирования, связанного, в том числе, с эстетической составляющей [23, 108, 123], приводят к необходимости применения научного подхода к проблеме развития протезирования, разработке инновационных технологий создания биокерамических материалов и оценке их физико-механических характеристик, что делает тему нашего исследования востребованной.

В стоматологическом материаловедении используют разнообразные методы исследования и испытаний для получения достаточно полной и надежной информации о свойствах материалов, об их изменении в зависимости от химического состава, структуры и методов обработки. Успех ортопедического лечения во многом зависит от свойств конструкционных материалов. Исследователи выделяют химические, физические, механические, эстетические, технические, биологические свойства керамических материалов, каждое из которых может оказывать влияние на

выживаемость реставраций и благоприятный исход лечения пациента, в целом, что делает актуальным тему нашего исследования.

К показателям, характеризующим эстетические свойства керамических материалов, относят: цвет, полупрозрачность, блеск поверхности, флуоресценцию для воспроизведения внешнего вида натуральных зубов [95]. Биологические свойства керамических материалов: биосовместимость, гигиенические и органолептические свойства [37, 91]. Технические свойства определяют способность материалов подвергаться различным видам обработки. К химическим относят те свойства, которые проявляются при химическом взаимодействии материала со средой полости рта: химическая инертность, окисляемость, растворимость [61]. В отличие от металлов керамические материалы обладают высокой устойчивостью к электрохимической коррозии, однако в некоторых случаях они подвержены химической растворимости, которая может серьезно влиять на прочность керамического материала. Разрушение керамики связывают с трещинами, размеры которых увеличиваются настолько, что материал перестает сопротивляться воздействию прилагаемых к нему нагрузок. Химическое воздействие между керамикой и окружающей средой в области верхушки трещины ускоряет рост трещины. Стандарт ISO 6872 определяет методику оценки химической растворимости и предельную потерю массы керамического материала в течение времени экспозиции 16 часов в 4% уксусной кислоте в сушильном шкафу при  $80 \pm 3$  °C не более 100 мкг / см<sup>2</sup> [59].

В нашей работе особое внимание будет уделено физико-механическим свойствам керамических материалов. Основными силами, действующими на стоматологические материалы в условиях полости рта, являются жевательные нагрузки. В зависимости от функциональной группы зубов жевательная нагрузка колеблется от 50 до 300 Н, наибольшая приходится на жевательные зубы [112]. Под действием нагрузки в твердом теле происходят изменения (деформации), или оно разрушается. Различают упругие

(эластичные) или обратимые деформации (после снятия нагрузки к твердому телу возвращается первоначальная форма), и остаточные (пластичные), или необратимые (после прекращения действия нагрузки формы и размеры тела изменяются) [27].

К физическим свойствам керамических материалов относят: плотность, теплоемкость, теплопроводность, термический коэффициент линейного и объемного расширения, поверхностное натяжение (напряжение), цвет, фазовые превращения [119]. Коэффициент теплопроводности измеряется по количеству тепла в калориях в секунду, которое проходит через образец материала толщиной в 1 см и площадью  $1 \text{ см}^2$ , чем выше этот показатель, тем вещество более способно пропускать через себя тепловую энергию. Коэффициент линейного расширения - величина, показывающая изменение длины образца в 1 м при нагревании его на  $1^\circ\text{C}$  при температуре  $20^\circ\text{C}$ . Коэффициент объемного расширения равен утроенному коэффициенту линейного расширения. Этот показатель физических свойств керамических материалов имеет большое практическое значение особенно в тех случаях, когда возникает необходимость контактного соединения разнородных материалов с использованием физического явления адгезии в условиях постоянно меняющихся температур [58].

Все конструкционные материалы, применяемые в ортопедической стоматологии, должны обладать рядом механических свойств, которые характеризуют способность материалов сопротивляться действию внешних сил и, в значительной степени, определяют область применения керамики при восстановлении зубов. К таким свойствам относится механическая прочность - способность материала быть устойчивым к разрушающему воздействию внешних сил, постоянно действующих в полости рта в пределах переменных и разнонаправленных нагрузок (нагрузки на сдвиг, изгиб, разрыв, растяжение и скручивание). Предел прочности - механическое напряжение, выше которого происходит разрушение материала,

определяется отношением величины пороговой нагрузки к площади поперечного сечения [56, 66].

При испытаниях материалов на твердость (способность сопротивляться местной пластической деформации, возникающей при внедрении в него более твердого тела) широко используются методы Бринелля (твердость определяют, вдавливая в испытуемый образец закаленный стальной шарик), Роквелла и Виккерса (твердость определяют, вдавливая в испытуемый образец правильную четырехгранную алмазную пирамиду [119]).

Одной из характеристик всех конструкционных материалов, применяемых в настоящее время, исследователи называют микротвердость - свойство поверхностного материала оказывать сопротивление упругой и пластической деформации или разрушению при местных контактных воздействиях со стороны другого, более твердого и не получающего остаточной деформации тела определенной формы и размера [136]. Доказано, что микротвердость реставрационных материалов должна быть приближена к микротвердости тканей зуба, точнее, к эмали, что позволит не разрушаться под силами жевательного давления и не стираться зубы-антагонисты [25]. Исследователи отмечают, что микротвердость эмали зубов составляет  $342 \pm 11$ , дентина -  $64 \pm 6$  [112]. Значение микротвердости стоматологических реставрационных материалов в большинстве случаев выше значений микротвердости дентина, однако не достигает значений микротвердости эмали. Следовательно, прямые реставрации не могут противостоять нагрузкам под силой жевательного давления и, возможно, будут стираться более прочными тканями естественных зубов-антагонистов или керамическими реставрациями [149]. В литературных источниках чаще встречается измерение микротвердости методом Виккерса с помощью тестера Тикон, когда правильная четырехугольная алмазная призма с углом при вершине  $136^\circ$  вдавливается в образец, чем глубже он проникает, тем мягче материал [38].

Выбор оптимального керамического материала в настоящее время часто осуществляется по такому параметру, как предел прочности при изгибе. Этот показатель определяется по 3- или 4-точечной методике при статическом нагружении стандартного образца до разрушения материала, согласно Международному стандарту ISO 6872 [40, 59]. Исследователи полагают, что чем выше прочность при изгибе, тем больше данный материал подходит для изготовления реставраций [48]. Некоторые исследователи отмечают, что выбор материала преимущественно по критерию максимальной прочности при изгибе следует оценивать весьма критично. Это связано с тем, что стоматологические керамические реставрации подвергаются не однократной статической нагрузке, а многократной динамической нагрузке продолжительностью в несколько миллионов циклов. Под воздействием динамической нагрузки фактическая прочность, согласно результатам исследований, может снижаться примерно до половины измеренной величины [83]. Кроме того, следует отметить, что предел прочности при изгибе эмали зубов составляет примерно 60-85 МПа, а дентина - примерно 100 МПа, и это подтверждает то, что оценка предела прочности при изгибе не может выступать единственным параметром при выборе материала для изготовления керамических реставраций [43, 64].

При выборе материала высокую значимость имеют такие параметры, как надежность и выносливость материалов, которые оцениваются с помощью модуля Вейбулла, определяемого на основе измеренных величин предела прочности при изгибе образцов в форме стержней и, по мнению некоторых исследователей, гораздо лучше отражает надежность и выносливость материала, чем величина предела прочности при изгибе [34, 55, 87].

Важным аспектом оценки качества любого керамического материала является модуль упругости, который описывает взаимосвязь между напряжением и деформацией при механической нагрузке на твердое тело. Модуль упругости тем выше, чем больше сопротивление материала

оказывает собственной упругой деформации, соответственно, материал с высоким модулем упругости является жестким, а материал с низким модулем упругости мягким. Биологическая система зубов и опорно-связочный аппарат, хотя и не отличается высокой прочностью при изгибе, однако характеризуются упругим соединением через Шарпеевы волокна [79]. В этой связи, для того, чтобы изготавливать реставрации, "максимально близкие к природному образцу", при выборе материала обязательно нужно учитывать и величину его модуля упругости [43].

Важнейшей характеристикой стойкости хрупкого керамического материала является вязкость разрушения - свойство, отражающее сопротивление материала распространению трещины (трещиностойкость) [142]. Данный параметр определяется по формуле  $K_c = Y\sigma_c\sqrt{la}$  (МПа $\sqrt{м}$ ), где  $K_c$  - вязкость разрушения,  $\sigma_c$  - разрастание трещины,  $a$  - длина трещины, коэффициент  $Y$  - это безразмерный фактор, который зависит как от размеров трещины и образца, так и от их геометрической формы, а также от способа приложения нагрузки. Вязкость разрушения может оцениваться по различным характеристикам: силовая - по критическому коэффициенту интенсивности напряжений  $K_c$  или  $K_{Ic}$  МПа/м, энергетическая (работа разрушения) - по критическим значениями  $J$  интеграла  $J_c$  или  $J_{Ic}$ , Дж/см<sup>2</sup>, деформационная - по критическому раскрытию вершины трещины  $\delta_c$  мм [84, 116].

Международный стандарт ISO 6872 (2015) подробно описывает методики оценки вязкости разрушения, однако, методология продолжает разрабатываться, и исследователи предлагают новые способы оценки вязкости разрушения, которые возможны для применения не только образцов керамических материалов, но и реальных коронок и мостовидных протезов различной формы [120]. P.Sinavarat в своей работе предлагает оценивать вязкость разрушения различными методами: вдавливание на перелом (the indentation fracture - IF), прочность вдавливания (the indentation strength (IS)

и фрактографический подход - тестирование с использованием поверхностных трещин при изгибе (SCF) [131].

Кроме описанных свойств стоматологической керамики, значимым для исследования является показатель ударной вязкости (энергетическая характеристика материала, отношение работы разрушения при ударном изгибе образца к начальной площади его поперечного сечения в плоскости излома, Дж/см<sup>2</sup>) в связи с тем, что разрушение керамики происходит из-за перерастания микротрещин в трещины крупных размеров [10].

Изучение свойств керамических материалов имеет высокую значимость, позволяя подобрать материал с оптимальными химическими, физико-механическими, эстетическими свойствами для различных зубочелюстных деформаций без снижения жевательной эффективности и вероятности возникновения негативных последствий.

Современное стоматологическое производство представляет собой целый комплекс технологических процессов, включающих моделирование, литье, прессование, нанесение керамических или акриловых покрытий и др. Все это требует от врача-ортопеда знаний всех технологических процессов, так как нарушение технологии использования керамического материала может привести к понижению его прочности и ухудшению других физико-механических свойств [28]. В настоящее время наиболее известными являются следующие способы изготовления керамических реставраций: обжиг на огнеупорной модели или на платиновой фольге; литье каркасов с последующей облицовкой; прессование; фрезерование керамического блока по компьютерной программе (технология CAD/CAM) [4, 53,62].

Вакуумное спекание стеклокристаллов на платиновой фольге или на модели из огнеупорных материалов позволяет производить точные конструкции при относительно небольших затратах времени. В первый раз такая технология была использована для производства фарфоровых облицовок. При внесении в фарфоровые массы различных химических соединений, в основном, нерастворимых оксидов, производители добились

эффекта опалесценции, повторяющего внешний вид естественного зуба. Использование огнеупорных материалов, состоящих из фосфатных соединений и выдерживающих высокие температуры, позволяют обойтись без платиновой фольги, что в свою очередь резко удешевляет сам процесс [15, 60].

Технология прессования нашла широкое применение в стоматологических клиниках. Метод горячего прессования основан на выжигании восковой заготовки с последующим прессованием керамики в вакууме, при соответствующей температуре [19,92]. Преимущество этой технологии заключалось в том, что во время формирования керамика точно воспроизводила все детали восковой композиции, что обеспечивало краевое прилегание с точностью до 20 мкм. Таким образом, протезы, изготовленные по данной технологии, имели ряд неоспоримых преимуществ: высокую прочность, совершенную эстетику, высокую точность прилегания к твердым тканям реставрируемого зуба, износостойкость, подобную твердым тканям зуба, отсутствие потемнения коронок, а также отсутствие периапикальных изменений в отдаленные сроки протезирования (до 3х лет) [10,28, 51].

В настоящее время такие способы изготовления цельнокерамических протезов, как обжиг на огнеупорной модели или на платиновой фольге, литье каркасов с последующей облицовкой, прессование уходят на второй план, основной технологией изготовления керамических реставраций является CAD/CAM технология [137]. На стоматологическом рынке различными фирмами представлено значительное количество CAD/CAM систем (CerekinLab, Everest, Lava, Procera, DSC, Digident и др.). Все они состоят из трех основных функциональных компонентов-модулей: сканирования (позволяет получать цифровую информацию о геометрии протезного поля и зубов-антагонистов с помощью интраоральной 3D камеры); проектирования (представляет собой программный пакет с набором функций трехмерной визуализации полученной информации и виртуального моделирования реставрации соответственно требованиям, предъявляемым к конструкции);

автоматизированного изготовления (обрабатывающий модуль с числовым программным управлением, способный отфрезеровать любую реставрацию из стандартной заводской заготовки прочной и эстетической керамики в течение 10-12 мин.) [18,24,30]. Преимуществами таких систем является то, что они позволяют исключить использование труда зубного техника и изготовить высококачественные микропротезы за одно посещение непосредственно у кресла пациента. Затраты времени на всю процедуру (от препарирования до фиксации) составляют не более часа [24,118]. Кроме того, CAD/CAM технология позволяет точно перенести результаты исследований на ортопедическую конструкцию и изготовить протез, соответствующий наиболее равномерному распределению жевательных нагрузок в органах и тканях полости рта, что положительно сказывается на состоянии пародонта и зубочелюстной системы в целом, особенно в сложных клинических ситуациях [16, 129]. Бесконтактное трехмерное лазерное сканирование с объемным графическим отображением, цифровое компьютерное моделирование по виртуальной 3D-реконструкции лабораторной модели с последующим фрезерованием позволяет также точно рассчитать усадку при спекании, и обеспечить высокую точность краевого прилегания в 20-30 мк [19, 137]. Исследования А. Mainiot показывают, что керамические заготовки для CAD/CAM технологии, производимые промышленным способом, позволяют, в отличие от обжигаемой послойно лабораторной керамики, получить материал со значительно более тонкой и однородной кристаллической структурой [97].

CAD/CAM технология используется для создания вкладок, коронок, фиксированных частичных протезов, абатментов и других видов зубных протезов. PE Reifeis с соавторами [88] подчеркивают, что стоматологи должны обладать достаточной информацией для понимания всех вариантов, предлагаемых такой технологией на практике. Знание случайных и систематических ошибок при работе с системами CAD/CAM может помочь в

достижении успешных результатов лечения, и будет отвечать клиническим и эстетическим потребностям пациента [143].

В настоящее время проводятся многочисленные исследования, направленные на изучение, совершенствование технологии CAD/CAM [36, 42, 69]. NR Silva с соавторами [36] описывают развитие дизайна автоматизированного производственного процесса, направленного на создание ядра и фиксируемого частичного протеза, путем последовательного нанесения слоя за слоем керамической пасты. Реставрации, изготовленные по технологии CAD/CAM из нескольких слоев показывают лучшие результаты ударной вязкости, прочности при изгибе, модуля упругости, трещиностойкости [75].

Совершенствование свойств керамических материалов и современных технологий изготовления позволит получить реставрации, сочетающие в себе механическую прочность, высокую трещиностойкость, биологическую совместимость, низкую химическую растворимость, эстетичность в комбинации с предсказуемо воспроизводимым качеством реставрационных систем [52, 141].

## **1.2 Современные керамические материалы и их прочностные свойства**

Современные тенденции развития стоматологического материаловедения и достижения в области технологии изготовления керамических материалов расширили диапазон выбора и возможностей для реставраций зубочелюстной системы [39]. На сегодняшний день на рынке представлен широкий ассортимент различных реставрационных материалов, которые, в зависимости от их физико-механических свойств, можно использовать либо для изготовления единичных реставраций, либо для изготовления всех типов реставраций (капп, коронок, вкладок, мостовидных протезов, др.), применимы исключительно для передних и/или жевательных зубов [135].

Существует 3 основные группы конструкционных материалов: металлы, полимеры, керамика [9, 11, 19]. В настоящее время для

восстановления зубов предпочтение отдается стоматологической керамике, т.к. она обладает рядом свойств, необходимых для получения оптимального результата: высокая биологическая совместимость, блеск как у натуральной эмали, который сохраняется без полирования во время всего пользования керамической реставрацией, идеально гладкая поверхность, препятствующая образованию зубного налета, точная припасовка в полости рта и снижение возможности возникновения вторичного кариеса из-за отсутствия полимеризационной усадки [17, 60, 96, 128].

Керамика относится к классу стеклокристаллических гетерофазных материалов, структура которых состоит как минимум из двух фаз: стекловидной и кристаллической. Изначально цельнокерамические ортопедические конструкции изготавливались только из стеклокерамики, однако, в связи с низкими прочностными качествами показания для использования этих видов керамики ограничивались небольшими работами в переднем отделе зубного ряда. В последующем в стеклокерамику стали добавлять наполнители для расширения показаний в использовании керамики в стоматологии [18]. Усовершенствованная керамика последних поколений отличается меньшим размером кристаллов и более упорядоченным их расположением в стеклофазе, что обусловило повышение механической прочности [10]. В конце XX в. технический прогресс привел к возможности получения очень прочной чистой оксидной керамики без стеклянной фазы, а изготовление материалов в сочетании с различными химическими элементами позволяет получать реставрации с улучшенными эстетическими, химическими и физико-механическими свойствами [21, 33].

В нашей работе будут рассмотрены следующие современные керамические материалы, используемые для изготовления реставраций:

- стеклокерамика на основе дисиликата лития;
- полевошпатная керамика;
- гибридная керамика, содержащая полимерную сеть;
- лейцитная стеклокерамика;

- армированная литийдисиликатная керамика
- керамика на основе диоксида циркония.

Стеклокерамика на основе дисиликата лития ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) является одной из керамических систем, обладающих превосходными механическими свойствами и естественным цветом, соответствующим цвету зубов, которая в настоящее время используется в изготовлении одно- и многоместных зубных протезов, в основном для зубных коронок, мостов и виниров [67]. Исследования показывают, что данный материал показывает высокую вязкость разрушения  $\sim 8 \text{ МПа м}^{1/2}$ , прочность на изгиб, а также показатели химической растворимости [57, 104].

Использование материала на основе дисиликата лития, согласно исследованиям М. Fradeani с соавторами [68, 76], подходит для эстетической реабилитации особо изношенных зубов челюсти, а также пациентов с диагнозом синдром Sjögren. Исследования, проведенные О. Saiki с соавторами [148], выявили, что для одиночных реставраций, изготовленных из данного материала, рекомендуется применение полированной, а не глазурованной поверхности. Кроме того, следует соблюдать осторожность при полировке, особенно в окклюзионных контактных областях. Применение комплексной современной системы керамических материалов на основе дисиликата лития – IPS e.max, согласно исследованиям С. Старчий [26], несмотря на различие состава используемых материалов, позволяет обеспечивать гармонию цвета и добиваться хорошего эстетического результата. Изготовление монолитных реставраций жевательных зубов из керамики на основе дисиликата лития IPS e.max способствует формированию биомеханической структуры жевательной поверхности при моделировании в воске, восстановление тонких анатомических элементов при дефиците свободного пространства, предотвращает возникновение сколов [51]. В настоящее время изготовление реставраций на основе дисиликата лития возможно двумя способами - методом прессования (IPS E.max Press) и с использованием технологии CAD/CAM (IPS e.max CAD).

IPS e.max CAD – это литийдисиликатные стеклокерамические блоки для CAD/CAM технологии. Блоки находятся в промежуточном кристаллическом состоянии, что позволяет с легкостью их фрезеровать на CAD/CAM оборудовании. Трансформация микроструктуры придает материалу окончательные физические свойства, в том числе прочность на изгиб в 360 МПа, а также необходимые оптические характеристики, такие как оттенок, яркость и прозрачность [132]. Этот материал помимо самостоятельных конструкций также часто используется в работах, изготовленных при помощи CAD-оп-техники [105]. По данной методике конструкция включает первичную и вторичную структуры. M. Pisa [111] в своем исследовании отмечает, что первичная структура может изготавливаться из диоксида циркония с помощью CAD/CAM технологии, вторичная (облицовочная часть) на основе цифровой модели из керамики IPS e.max CAD. После примерки и контроля функции и морфологии каркас и облицовка соединяются друг с другом с помощью специальной соединительной стеклокерамики, после чего конструкция подвергается окончательному обжигу. У мостовидных протезов, изготовленных в соответствии с такой техникой, предел прочности на изгиб ( $2188 \pm 305$ Н) более чем в два раза выше, чем у аналогичных протезов с классической облицовкой [111].

IPS E.max Press - это один из керамических материалов на основе дисиликата лития, который показывает отличные механические свойства (прочность 400МПа) и высокие эстетические качества [85, 145]. Функциональные и анатомические детали реставрации моделируются с помощью специального воска для изготовления прессованных керамических реставраций в соответствии с морфологическими критериями, затем модель прессуется из выбранного материала. В идеале, прессованные реставрации не нужно дорабатывать, чаще требуется только минимальная коррекция [51]. К области применения относят: виниры, минимально инвазивные накладки,

частичные и одиночные коронки, мостовидные протезы на передние зубы и область премоляров.

В настоящее время выполняются многочисленные исследования, направленные на оценку материалов на основе дисиликата лития, изготовленных способами прессования и CAD/CAM технологии. Работа, проведенная PC Guess с соавторами [99], имеющая целью сравнение предельной и внутренней подгонки керамических материалов после воздействия термомеханической, изготовленных путем прессования или технологией CAD/CAM, показала, что лучшая внутренняя подгонка (superior internal fit) была обеспечена материалом IPS E.max Press. Сравнение указанных материалов из дисиликата лития в пределах исследования *in vitro*, проведенного L. Alkadi, ND Ruse [41] показывает, что IPS e.max Press превосходит IPS e.max CAD в отношении таких физико-механических свойств, как вязкость разрушения и параметр Вейбулла. По другим данным, реставрации, изготовленные методами прессования и CAD/CAM технологии, показывают идентичные результаты таких параметров, как внутренняя посадка, нагрузка на излом, предельный зазор [100].

Отдельную группу рассматриваемых керамических материалов составляет полевошпатная керамика, основным преимуществом которой исследователи называют высокие эстетические свойства. К недостаткам относят невысокую прочность и значительную твердость, способствующую усилению стираемости зубов-антагонистов до 230 мкм в год, в то время, как функциональная стираемость при контакте эмали зубов-антагонистов составляет 60 мкм в год [1].

В настоящее время представлено несколько разновидностей полевошпатной керамики: Vitablocs Mark 2, Vitablocs RealLife, TriLuxe, Ivoclar Vivadent ProCAD [13, 44, 98]. Согласно данным исследований, микротвердость керамических блоков Vita Mark 2 составляет в среднем 702 HV 0,1/20 ед. по Виккерсу, Vitablocs TriLuxe - 584 HV 0,1/20 ед. по Виккерсу, что гораздо выше микротвердости эмали и дентина, что, как отмечалось,

может влиять на стирание зубов-антагонистов [25]. Vitablocs TriLuxe - блоки из мелкодисперсной керамики из полевого шпата, состоящие из трех слоев различной интенсивности цвета, для фрезерования в установках CEREC inLab. Используются для стандартных случаев изготовления реставраций в области передних и жевательных зубов, их дополнительная индивидуализация в большинстве случаев не требуется, однако, при необходимости, это можно легко сделать с помощью красителей или керамической массы VITAVM9 [98]. Данная тонкоструктурная керамика показывает хорошие результаты в проводимых исследованиях, обладает абразивными свойствами, близкими к свойствам эмали естественных зубов. Vitablocs TriLuxe необходимо дополнять облицовкой, блоки Vitablocs RealLife имеют объемные структуры с дентиновым основанием и эмалевой оболочкой. Дугообразная форма дентинового основания с соответствующим цветовым переходом между дентином и эмалью позволяет с высокой точностью воспроизвести особенности цвета передних зубов [152].

Наиболее известный представитель полевошпатных материалов - Vita Mark 2 имеет предел прочности при сжатии/ при изгибе  $154,4 \pm 5$  МПа, микротвердость -  $490 \text{ кг/мм}^2$ , модуль упругости  $0,21 \pm 0,02$  МПа [44]. L. Zhi, T. Bortolotto, I. Krejci [155] исследовали образцы Vita MarkII на износостойкость в управляемом компьютером жевательном тренажере (200000 механических циклов (49 N) против природной эмали человека одновременно с 500 термических циклов ( $5^\circ \text{C}$  до  $50^\circ \text{C}$  до  $5^\circ \text{C}$ ). Износостойкость анализировали путем измерения вертикальной потери вещества (максимальная глубина изношенной области) в точке контакта с образцом. Изношенные поверхности наблюдали с помощью сканирующей электронной микроскопии, чтобы определить модели износа. По результатам исследования материал Vita MarkII показал лучшую износостойкость среди исследуемых материалов (3M Lava Ultimate, Vita Enamic и 3M Paradigm MZ100) [155].

Особую группу керамических материалов составляет гибридная керамика, содержащая полимерную сеть (Vita Enamic). VITAENAMIC является гибридной керамикой благодаря своей структуре: преобладающая керамическая сеть (86 весовых процентов) и усиливающая полимерная сеть (14 весовых процентов) проникают друг в друга, образуя две самостоятельные полностью проникаемые сетчатые структуры [3, 109].

Благодаря соединению матриц двух материалов, величина модуля упругости (примерно 30 ГПа) гибридной керамики находится в той же области, что и дентин человека, также абразивные свойства идентичны естественной эмали [117]. Предел прочности при изгибе этого материала находится в диапазоне 150-160МПа, что значительно выше стандарта ISO 10477 и 6872, однако данный показатель не является высоким по сравнению с другими материалами. Несмотря на это, исследования показывают, что коронки из VITAENAMIC с адгезивной фиксацией выдерживают высокие нагрузки, в том числе, и при уменьшении толщины стенок [74]. Это подтверждается исследованиями А. Baltzer, результаты которых доказывают, что данная гибридная керамика представляет собой материал, который идеально подходит для изготовления реставраций с тонкими стенками (до 0,2 мм) [45]. После шлифования гибридной керамики, особенно в области тонких кромок реставраций, обеспечивается превосходная стабильность кромок, что необходимо для воспроизведения тонкой морфологии и высокой точности фиксации. Благодаря сбалансированной комбинации прочности и эластичности в *in-vitro*-тестах после адгезивной фиксации этот материал демонстрирует высокую устойчивость к воздействию нагрузок и обладает к тому же способностью поглощать жевательные усилия [43]. Вязкость образования трещин составляет  $1,5 \text{ МПа}\sqrt{\text{м}}$ , модуль Вейбулла достигает 20 единиц, предельная нагрузка - около 2890 N [151]. Исследования Н. Loss подтверждают высокую устойчивость к воздействию жевательного давления, как сжимающих, так и срезающих усилий, возникающих в челюстно-лицевой системе [94]. В ходе измерений твердости по Виккерсу,

исследования D. Ostermann [109] обнаруживают необычное свойство материала - интегрированную функцию остановки трещин. При вдавливании специальной четырехугольной пирамидки в отполированную поверхность четкие отпечатки с острыми краями у прочих керамических материалов, в случае VITAENAMIC, проходят лишь сквозь керамическую сеть и тормозятся полимерной сетью.

При взаимодействии с зубами антагонистами, с точки зрения абразивного износа, гибридная керамика меньше изнашивает естественную эмаль зубов-антагонистов, а также ее собственный функциональный износ находится в той же области, что и у естественной эмали [147]. Опыт применения гибридной керамики O. Rausher [117] свидетельствует, что при износе поверхности окклюзии, как правило, не наблюдается никакого различия по высоте между твердыми тканями зуба и реставрацией. Исследование, проведенное IS Pop-Ciutrla с соавторами [127], также показывает соответствие цвета и прозрачности реставраций из данного материала дентину человека.

VITAENAMIC рекомендуется использовать для изготовления классических одиночных реставраций: вкладок, накладок, виниров и коронок для передних и жевательных зубов. Кроме того, с помощью этой гибридной керамики можно успешно реставрировать одиночные дефекты зубного ряда при дефиците свободного пространства и изготавливать минимально инвазивные реставрации с бережным препарированием твердых тканей [151]. В целом, свойства рассматриваемого материала указывают на то, что гибридная керамика подходит также и для изготовления реставраций пациентам, которые имеют окклюзионные дисфункции из-за высокого давления и воздействия сдвигающих сил (например, парафункции или бруксизм) [109].

Керамический материал – лейцитная стеклокерамика, используемая для изготовления реставраций, представлена материалом IPS Empress CAD, состоящим из стеклянной и кристаллической фаз. В результате

многоступенчатого процесса лейцитные кристаллы вырастают на несколько микрон, равномерно распределяясь, из аморфной стеклянной фазы. При изготовлении блоков порошкообразный полуфабрикат автоматически спрессовывается, что позволяет достичь максимальной гомогенности. В результате разности в коэффициентах теплового расширения (КТР) стеклянной и кристаллической фаз (лейцит), при охлаждении после спекания образуются напряжения в стеклянной фазе. Выточенные реставрации обладают высокой точностью и гомогенной поверхностью. Согласно данным [25, 70], микротвердость керамических блоков IPS Empress CAD составляет в среднем 631 HV 0,1/20 ед. по Виккерсу, что в 1,8 раза выше микротвердости эмали и дентина, что является неблагоприятным фактором, так как может стать причиной стирания зубов-антагонистов. Согласно исследованию F. Gao, X. Luo, N. Li [72] лейцитная стеклокерамика показывает хорошие параметры цвета и коэффициент пропускания света, а также лучшие результаты в сравнении с прочими керамическими материалами по соответствию цвету коронок цвету натуральных зубов [73]. Исследователи прессованной керамики IPS Empress указывают, что минимальная толщина материала на окклюзионной поверхности должна быть равна 2 мм, площадь искусственных зубов в мостовидном протезе должна быть не менее 16 мм<sup>2</sup>, для боковых зубов и 12 мм<sup>2</sup> для передних, а высота культи опорного зуба - не менее 5 мм [32].

Разработка керамических материалов, особенно обладающих высокими прочностными характеристиками, такие как керамические материалы на основе оксида алюминия и оксида циркония, является одним из наиболее перспективных направлений развития современных стоматологических материалов, что позволяет изготавливать различные виды стоматологических реставраций, удовлетворяющих самым современным физико-механическим, биологическим и эстетическим требованиям [8, 19, 150].

Керамика на основе оксида алюминия изготавливается методами порошковой металлургии, плазменного напыления, CAD/CAM технологии.

На сегодняшний день блоки из оксида алюминия для несъемного протезирования выпускаются компаниями Sirona Dental (Sirona InCoris Al), Nobel Biocare (Nobel Procera Alumina), российской компанией ЗАО "Уралинтех" г. Екатеринбург [18].

Результаты исследований физико-механических свойств материалов на основе оксида алюминия показывают, что среднее значение модуля эластичности составляет 300 ГПа ( $\text{lb/in}^2 \times 10^6$ ), коэффициент вязкости разрушения -  $3,5 \text{ МПа} \cdot \text{м}^{1/2}$ , коэффициент термического расширения  $-8,1 \cdot 10^{-6}/^\circ\text{C}$  ( $10^{-6}/^\circ\text{F}$ ), прочность на изгиб - 330 МПа [63, 133]. Однако, в ряде работ отмечается, что образцы стандартной заготовки Vita In Ceram Al, полученные с помощью системы CAD/CAM, обладают невысокой прочностью и могут быть рекомендованы для изготовления протезов, не подвергающихся сильным жевательным нагрузкам - вкладок (онлей, инлей, оверлей, пинлей), накладок, виниров и одиночных коронок для передней группы зубов [32]. R. Scura с соавторами [113] провели исследования, направленные на изучение улучшения свойств керамических материалов на основе оксида алюминия путем применения различных добавок для увеличения показателя предела прочности при изгибе, недопущения распространений трещин в материале.

Шпинельная керамика – керамика на основе магнезия и оксида алюминия ( $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ -природный минерал), представлена такими материалами, как Vita IC Spinell, In-Ceram Spinell. Исследователи отмечают оптимальную эстетику, отличную биосовместимость, отсутствие тепловых раздражений на счет низкой теплопроводности, высокие показатели механических свойств. Данная керамика используется при изготовлении каркасов коронок и мостов, коронок передних зубов, подвергающихся сначала инфильтрации стеклом, а затем облицовке в лаборатории, в результате создаются реставрации с прочностью на изгиб, которая превышает в 3–4 раза аналогичный показатель у обычной стоматологической керамики (350 МПа), а также обладает высокой степенью полупрозрачности, соответствием цвету натуральных

зубов, что делает керамику SPINELL особенно подходящей для передних зубов [73, 122].

Результаты исследований показывают, что пескоструйная обработка демонстрирует более шероховатую поверхность шпинельной керамики, что обеспечивает более высокую прочность сцепления по сравнению с другими керамическими материалами [134], *in vitro* показатели твердости находятся в диапазоне от 1334 и 1543 HV, скорость износа -  $10^{-6} \text{mm}^3 \text{Nm}^{-1}$  против  $\text{Al}_2\text{O}_3$  шара при нормальной нагрузке 20 Н [82].

Внимание стоматологов привлекла керамика на основе диоксида циркония и, изначально, возможность ее использования в качестве материала для каркасов зубных протезов. Развитие технологии и совершенствование процессов создания материалов на основе диоксида циркония позволило применить реставрации из данного материала для изготовления одиночных коронок в любом отделе зубного ряда, для мостовидных протезов протяженностью до 40 мм, вкладок, виниров, индивидуальных абатментов [32, 47, 102]. Наиболее часто применяемые виды керамик на основе диоксида циркония - это KaVo Everest, BeCe CAD Zirkon HT+, IN-CERAM ZIRCONIA и др. Диоксид циркония в настоящее время является одним из основных компонентом различных керамических материалов, в качестве стабилизирующих добавок применяются оксиды иттрия или иттербия, а также смеси иттрия и иттербия [22], что весьма актуально, учитывая индифферентность, биосовместимость, высокие показатели прочностных свойств, включая прочность на изгиб (среднее значение - 1535 МПа), химическую растворимость (менее  $10 \text{ мкг/см}^3$ ), твердость по Виккерсу (1200Н/см), прочность на износ (1000МПа), модуль упругости (210ГПа), ударная вязкость керамики (6-8МПа), трещиностойкость и эстетические качества данных керамик [18, 30, 115, 150].

К недостаткам материалов из диоксида циркония следует, по мнению некоторых авторов, отнести низкую когезионную прочность соединения с облицовочным слоем керамики, из-за чего на поверхности циркониевых

каркасов возникают сколы при жевательных нагрузках [18, 49, 50, 65]. Улучшить свойства керамики на основе циркония, в части изменения цементации поверхности, возможно за счет покрытия из оксида алюминия (aluminacoating (AC)) и эффекта стеклянной инфильтрации (glassinfiltration (GI)), последний, в свою очередь, значительно увеличивает трещиностойкость оксида циркония [65]. В работе P. Sibilla с соавторами [140] указывается, что диоксид циркония имеет невысокую светопроводимость, что отражается в непрозрачности реставраций, и делает целесообразным применение протезов с каркасом из диоксида циркония в основном, при восстановлении темных зубов или зубов, имеющих металлические включения.

Современные исследования направлены на изучение и совершенствование керамических материалов на основе диоксида циркония, так, например, JP Queiroz с соавторами [71] разработали инновационный метод изготовления каркасов реставраций в мягком, лишь предварительно спеченном виде, когда только после этапа фрезерования происходит окончательное спекание циркониевой керамики при температуре 1500-2000<sup>0</sup>С, что обеспечивает высокие прочностные свойства материала. Данные исследования, проведенного Н.А. Цаликовой, М.Г. Дзгоевой, О.А. Фарниевой [30] показывают, что пескоструйная обработка материалов из керамики на основе диоксида циркония увеличивает показатели прочности образцов при изгибе.

Отметим, что исследования иногда показывают диаметрально противоположные результаты и выводы относительно керамических материалов из диоксида циркония, так, например, в некоторых работах исследователей подробно описывается низкотемпературное разрушение (LTD – Low Temperature Degradation) керамики, известное, как "старение" материала. Этот процесс происходит в результате прогрессирующей спонтанной трансформации тетрагональной в моноклинную фазу (Т→М), которая приводит к уменьшению механической прочности керамики [138].

Низкотемпературное разрушение керамики на основе диоксида циркония приводит в результате к разрушению поверхности материала, что ведет к повышенному износу, образованию трещин, уменьшая срок службы реставрации [49, 50]. Скорость низкотемпературного разрушения керамики на основе диоксида циркония зависит от многих факторов: химического и фазового состава материала, размера частиц, концентрации стабилизирующего агента, длительности воздействия "стареющей" среды и нагрузки на материал, процессов производства и обработки. В этой связи возникает необходимость получения материала высокой степени чистоты и снижения эффекта "старения" [7, 89].

Интерес научного сообщества направлен на изучение керамического материала на основе диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия (Y-TZP—Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystal), как одного из перспективных материалов для использования в реставрационной стоматологии для изготовления внутрикорневых штифтов, каркасов одиночных коронок и мостовидных протезов, имплантатов и абатментов [7, 21, 29, 114]. Результаты исследований показывают, что керамика на основе диоксида циркония, частично стабилизированная оксидом иттрия, обладает исключительными физико-механическими свойствами (прочность на изгиб - 900-1200 МПа, трещиностойкость 9-10 Мпа/м<sup>-1</sup>, коэффициент теплового расширения -  $11 \cdot 10^{-6}$ , твердость - 1200) [22, 101, 154]. Кроме того, диоксид циркония биологически совместим со слизистой оболочкой и тканями полости рта и не вызывает аллергических реакций, оказывает щадящее действие на нервы, поскольку обладает низкой теплопроводностью, низкий объем потери эмали зубов-антагонистов, высокую маскирующую способность, что позволяет успешно использовать его для закрытия дисколорированных зубов. [7, 21, 146].

Керамика на основе диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия, отличается уникальной способностью повышать свою механическую прочность под воздействием нагрузок за счет механизма

трансформационного упрочнения: частицы тетрагонального диоксида циркония могут трансформироваться в моноклинную фазу, когда сжимающие напряжения, которые оказываются на них матрицей, снимаются трещиной в материале. В результате распространение трещины подавляется и увеличивается прочность керамики [101, 153].

Вектор современных исследований материалов на основе диоксида циркония направлен на поиск оптимального метода синтеза материалов [21], а также изготовление реставраций из диоксида циркония, стабилизированного оксидом церия. Главная особенность системы Ce-TZP/ $Al_2O_3$  заключается в том, что при температуре обжига кристаллические зерна ее основного компонента Ce-TZP обладают в 2 раза более высокой подвижностью, чем зерна вторичной фазы  $Al_2O_3$ . В результате в материале образуется двухсторонняя внутрикристаллическая наноструктура. Благодаря своему составу материал nanoZir обладает уникальными физическими свойствами: вязкость разрушения -  $18 \text{ МПа}\sqrt{\text{м}}$ , прочность -  $900 \text{ МПа}$ , твердость по Виккерсу -  $11,5 \text{ ГПа}$ , модуль упругости -  $245 \text{ ГПа}$  [93].

Несмотря на значительные достижения в стоматологическом материаловедении, в настоящее время ни один из керамических материалов не может быть признан оптимальным, что дает импульс для экспериментальных исследований физико-механических свойств керамических материалов, направленных на улучшение биосовместимости, эстетичности и прочностных свойств реставраций.

### **1.3 Клинический опыт применения современных керамических материалов**

Разработка и внедрение новых стоматологических материалов, прежде всего, направлены на долговременную функциональную надежность керамических реставраций, высокий эстетический результат и, в итоге, улучшение качества жизни пациента.

Для обеспечения качества, долгосрочного результата и выживания реставраций большое значение, кроме целенаправленного выбора

керамического материала и оценки его физико-механических свойств, имеют планирование лечения и изучение опыта клинических исследований применения каждого из возможных материалов [78,110, 135].

Исследования показывают необходимость применения клиентоориентированного подхода, когда перед врачом ставится задача достижения эстетики и долговечности реставрации в каждой конкретной клинической ситуации. Выбор подходящих материалов и методов предполагает рассмотрение и учет следующих факторов: философия лечащего клинициста, эстетический фактор, стоматологические привычки пациента, диагностика прикуса, его высоты, функциональных нарушений, расположения зубов; тип восстановления, необходимость учета биомеханических процессов, сокращение времени подготовки/изготовления реставрации; методика и техника препарирования; воспроизводство естественного прикуса, оценка рисков, фиксация, финишная обработка и т.д. [8, 43, 46, 80, 126, 144] Так, например, согласно результатам исследования С.А. Лосева с соавторами [16], распределение жевательного давления в соответствии с индивидуальными клиническими особенностями пациента, его опорных зубов, состояния костной ткани и пародонта позволит учесть и устранить недостатки протеза, которые могут оказать негативное влияние как на самую ортопедическую конструкцию, так и на зубочелюстную систему в целом. Данные такого анализа существенно отличаются от результатов, получаемых по итогам построения типовых клинических задач, которые могут дать лишь общие рекомендации по выбору того или иного метода протезирования на основании достаточно обобщенных данных.

Особое внимание уделяется методикам препарирования: при препарировании зубов под керамические реставрации необходимо руководствоваться биологической целесообразностью, т.е. воздерживаться от излишнего радикализма, что обусловлено эстетическими характеристиками протеза и адгезивной фиксацией при их укреплении на опорном зубе. Этим достигается максимальная интеграция керамического материала к твердым

тканям зуба [32]. Исследования J. Schweiger с соавторами [124] показывают, что применение традиционных, более инвазивных техник препарирования при изготовлении реставраций с каркасами из высокопрочного диоксида циркония не имеет никаких объективных оснований. Благодаря хорошим эстетическим характеристикам зубов в пришеечной области, исследователи отказываются от формирования границы области препарирования ниже десневого края, кроме тех зубов, где это абсолютно невозможно из-за ранее установленных реставраций [124].

Важной составляющей клиентоориентированного подхода является временное протезирование. При невозможности размещения реставрации сразу после препарирования, оптимальным для удовлетворения эстетических нужд пациента являются временные реставрации, для которых часто применяют композитные стандартные заготовки [43]. Временные реставрации - один из этапов комплекса мероприятий, проводимых в процессе восстановительных операций. Такие конструкции должны иметь анатомическую форму соответствующих препарированных или отсутствующих зубов, в полном объеме восстанавливать жевательную эффективность, речевую функцию, удовлетворять элементарным эстетическим требованиям, а также давать представление о конечных результатах проводимой ортопедической операции [12, 14].

Всестороннее изучение неудачных исходов проведенного ранее лечения дает основание полагать, что причиной в большинстве случаев являются пренебрежение техническими или клиническими протоколами лечения [30], в этой связи целесообразным, по мнению R. Nickel, K. Brushaver, N. Llie [81], становится выделение основных критериев для принятия решений по выбору реставрационного материала для лечения и/или восстановления дефектов, а также разработка методологии рандомизированных контролируемых долгосрочных клинических испытаний, нацеленных на формирование рекомендаций.

Ретроспективный анализ существующих литературных источников и баз данных позволяет выделить, что для изготовления одиночных реставраций специалисты клиник и лабораторий могут выбирать материалы из различных классов: керамика на основе полевого шпата, дисиликата лития, диоксида циркония, гибридную керамику [2, 43, 121].

Для изготовления каркасов и полностью анатомических мостовидных конструкций в настоящее время чаще используют диоксид циркония [6, 32, 43, 47], реставрации из которого показывают, согласно исследованиям Р. Cardelli с соавторами [77], приемлемый износ природных и композитных антагонистов.

Для передних зубов чаще используют керамику на основе полевого шпата, оксида алюминия, диоксида циркония, в то время, как для задних зубов предпочтительным остается использование лейцитной стеклокерамики, которая позволяет оставлять стабильными десневые и периимплантатные ткани [19, 125]. В то же время, исследования J. Bernhart с соавторами [53] показывают 90% выживаемость коронок коренных зубов, выполненных из керамики на основе полевого шпата, при отсутствии рецидивирующего кариеса.

При нарушениях формирования эмали целью работы специалиста становится реабилитация с помощью керамических реставраций с максимально естественным результатом. Для достижения поставленной задачи чаще используют многоцветные стандартные заготовки керамики на основе полевого шпата, которые отличаются интегрированным распределением цвета от дентина к режущему краю и благодаря этому поддерживают естественную игру цвета [43]. Клинический опыт эстетической реабилитации пациента, описанный CF Selz, A. Vuck, PS Guess [125], показывает, что использование керамического материала на основе полевого шпата дает эстетическую и функциональную стабильность в течении, как минимум, 3-х летнего периода наблюдений на передних зубах.

Исследования К. Zhao с соавторами [86] отмечают, что трещиностойкость монолитных реставраций значительно ниже, чем у двух/многослойных. Циклическая нагрузка является фактором, способствующим ускорению разрушения монолитных коронок [86]. Однако, экспериментально-клинические исследования, основанные на стандартизации и воспроизводимости тестов и методик их проведения при внедрении нанокерамических компьютерных технологий обработки материала, формируют основополагающую доказательную систему устойчивости оптических, биологических, функциональных показателей цельнокерамических систем из диоксида циркония и оксида алюминия [8].

Основными факторами риска для выживания керамических реставраций К. Collaresc соавторами называют: глубокий контур шейной полости (cervical cavity outline), использование стеклоиономерного цемента, использование упрощенных адгезивных систем [35]. Согласно данным исследования Н. Petsos с соавторами [139], ширина ороговевшей слизистой оболочки в переднем отделе верхней челюсти является фактором риска для выживания и эстетики реставрации, также обращает на себя внимание такой фактор риска как возможное несоответствие длины одиночной коронки к контралатеральным естественным зубам.

Наиболее часто встречающиеся дефекты ранее проведенного лечения разрушенных зубов с применением цельнокерамических коронок: эстетические дефекты (44,9 из 100 клинических случаев), воспаление пародонта зуба, восстановленного искусственной коронкой (35,6 на 100 случаев) [5]. Известно, что одним из значимых критериев оценки качества протезирования несъемных ортопедическими конструкциями является точность краевого прилегания; согласно исследованиям, нарушения краевого прилегания конструкции к тканям зуба встречается в 30% клинических случаев. [19].

В настоящее время за рубежом большое внимание уделяется улучшению информированности пациентов о вариантах лечения, применения

керамических материалов и их физико-механических свойств, разрабатываются руководящие принципы планирования и внедряются протоколы лечения, чтобы помочь стоматологам лучше оценить потребности в лечении и помочь в достижении улучшения воспринимаемых результатов лечения пациентами [54, 90].

С момента появления керамических реставраций в качестве метода лечения, наблюдается постоянное совершенствование процесса для повышения точности, эффективности и долгосрочного успеха даже в самых сложных случаях [130]. Конечный результат лечения пациента представляет собой сумму принятых оптимальных решений относительно вида реставрации, материаловедческих свойств, оценки клинических данных, анализа рисков, планирования лечения (техника препарирования, фиксация, финишная обработка) и качественного выполнения рабочих этапов, а также мастерства стоматолога и зубного техника.

## **ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ**

### **2.1. Лабораторные исследования.**

В данной работе нами были исследованы несколько основных видов современной стоматологической керамики:

- Полевошпатная керамика;
- Гибридная керамика, содержащая полимерную сеть;
- Лейцитная стеклокерамика;
- Стеклокерамика на основе дисиликата лития;
- Стеклокерамика на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония;
- Диоксид циркония, стабилизированный диоксидом иттрия.

Материалы были разделены на две сравнительные группы по типу изготавливаемых конструкций. Первая группа – это материалы, рекомендуемые для протезирования зубов одиночными конструкциями (полевошпатная керамика, гибридная керамика, лейцитная стеклокерамика). Вторая группа – это материалы, рекомендуемые для протезирования дефектов зубных рядов несъемными конструкциями различной протяженности (литийдисиликатная стеклокерамика; литийдисиликатная стеклокерамика, армированная цирконием; диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия).

#### **2.1.1. Получение экспериментальных образцов.**

Были взяты стандартные блоки материалов Vita Mark 2 (полевошпатная керамика), Vita Enamic (гибридная керамика, содержащая в себе полимерную сеть), IPS Empress CAD (лейцитная стеклокерамика), IPS E.max CAD (стеклокерамика на основе дисиликата лития), Vita Suprinity (стеклокерамика на основе дисиликата лития, армированная диоксидом циркония) размерами 18\*14\*12 мм, а также блоки Vita IC YZ (диоксид циркония,

стабилизированный диоксидом иттрия) размерами 39\*19\*15,5 мм (рисунки 1-6).

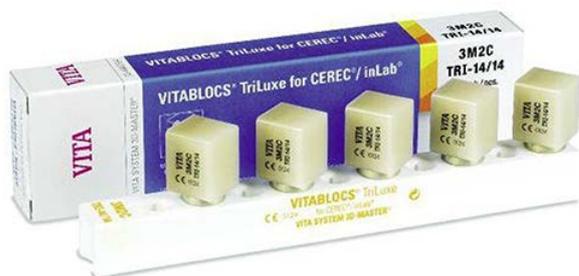


Рисунок 1. Полевошпатная керамика VitaMark 2



Рисунок 2. Гибридная керамика VitaEnamic



Рисунок 3. Лейцитная стеклокерамика IPSEmpressCAD



Рисунок 4. Стеклокерамика на основе дисиликата лития IPSE.maxCAD



Рисунок 5. Стеклокерамика на основе дисиликата лития, армированная диоксидом циркония VitaSuprinity



Рисунок 6. Диоксид циркония, стабилизированный диоксидом иттрия VitaICYZ

Для удобства работы с блоками нами было разработано и изготовлено специальное крепление в форме куба с гранью длиной 6 см, имеющего гнездо для металлической ножки керамического блока и фиксирующий винт, предотвращающий смещение блока (рисунок 7). Куб был изготовлен из капролона, являющегося полимерным материалом, обладающим большой прочностью и высокими антифрикционными свойствами. Также этот материал не впитывает влагу, имеет высокую износостойкость, что позволяет использовать его при различных методах обработки стандартных блоков.



Рисунок 7. Разработанное крепление для работы с керамическими блоками

Для получения экспериментальных образцов нами были использованы различные методы обработки керамики:

- Механический – при помощи сепарационных дисков и фрез для керамики;
- Лазерная резка – при помощи высокопроизводительных лазерных машин;
- Гидроабразивная резка – при помощи специализированных гидроабразивных станков.

Для механической обработки разработанное крепление с керамическим блоком было зафиксировано на столике универсального фрезерно-параллелометрического станка, где микрометром отмерялась необходимая толщина и при помощи сепарационного диска, закрепленного во фрезере, разрезался блок. Однако, из-за высокой твердости материала, режущий инструмент (сепарационный диск) подвергался упругой деформации, что приводило к неравномерности толщины получаемых нами образцов. Это делало невозможным получение необходимой точности размеров. Данный метод оказался непригодным для наших целей.

Лазерная резка проводилась при помощи универсального оборудования для лазерной резки и гравировки различных материалов. Данный метод отличается высокой точностью и отсутствием механического воздействия на материал. Однако из-за воздействия высоких температур изменялись структурные свойства керамики, поверхность среза блока была смазана. Материалы, не подлежащие обжигу, при лазерной обработке разрушались. Это объясняется оптическими свойствами керамических материалов, а именно, способностью отражать свет, что делает лазерную резку также непригодной для данной работы.

Гидроабразивная резка – вид обработки материалов, где в качестве режущего инструмента вместо резца используется струя воды вперемешку с абразивным материалом (гранатовый песок), выпускаемая с высокой скоростью и под высоким давлением. Она является холодным методом обработки материалов. Благодаря этому не оказывается отрицательного воздействия на структурные свойства материала и гарантируется отсутствие усталости керамических материалов. Этот метод был сочтен самым оптимальным для обработки керамических материалов.

Разработанное нами крепление с блоками закреплялось на рабочем поле станка для гидроабразивной резки. При помощи специализированного программного обеспечения отмоделирована форма балки, по которой было

получено по сорок шесть образцов каждого материала размерами 18\*4\*1.4 мм, а также по пятнадцать образцов размерами 18\*4\*3 мм (рисунок 8). Однако для диоксида циркония, стабилизированного диоксидом иттрия, была учтена последующая после его обжига усадка, поэтому из его блоков были получены образцы в том же количестве размерами 22\*5\*1.75 мм и 22\*5\*3.75 мм соответственно.



Рисунок 8. Процесс гидроабразивной резки керамического блока.

Затем образцы из лейцитной стеклокерамики, стеклокерамики на основе дисиликата лития, стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония, диоксида циркония, стабилизированного диоксидом иттрия, были подвергнуты обжигу согласно протоколу, рекомендованному производителями. Размеры образцов замерялись микрометром. Полученная погрешность составила 0.2 мм.

Все образцы размерами 18\*4\*3 мм подвергались тщательной полировке силиконовыми головками. Тридцать один образец каждого материала размерами 18\*4\*1.4 мм подвергся дополнительной обработке, включавшей помимо полировки пескоструйную обработку и выдерживание в девятипроцентной плавиковой кислоте в течение одной минуты. Пятнадцать образцов каждого материала размерами 18\*4\*1.4 мм не подвергались подобной обработке.

### **2.1.2. Методика исследования прочности на трехточечный изгиб.**

В нашей работе изучены прочностные свойства образцов размерами 18\*4\*1.4 мм. Выбранный метод – испытание на трехточечный изгиб – считается наиболее информативным для изучения стоматологических материалов, так как в полости рта на них действуют различные силы в горизонтальном и вертикальном направлениях. При акте жевания боковая группа зубов в основном работает на сжатие, а передняя группа – на изгиб.

Испытания проводились на базе кафедры ортопедической стоматологии Ставропольского государственного медицинского университета при помощи универсальной испытательной машины GOTESNAI 7000S, для которой нами был разработан специальный испытательный стенд, который состоит из основания и нагружающего элемента. Основание фиксируется в нижнем креплении испытательной машины и имеет две опоры, расстояние между продольными осями которых составляет 15 мм. Нагружающий элемент фиксируется в верхнем креплении испытательной машины напротив основания и прикладывает нагрузку точно в центре пролета, то есть расстояния между опорами основания (рисунок 9).



Рисунок 9. Разработанный испытательный стенд

В процессе испытаний керамические балки помещались на опоры испытательного стенда таким образом, чтобы нагрузка прикладывалась к поверхности образца шириной 4 мм вдоль линии, перпендикулярной к длинной оси образца точно по центру (рисунок 10).



Рисунок 10. Процесс испытания образца керамического материала на прочность.

Скорость траверсы, опускающей нагружающий элемент, составляла 0.5 мм/мин. Эксперимент проводился при комнатной температуре. Данному испытанию подвергались образцы всех исследуемых керамических материалов размерами 18\*4\*1.4 мм, разделенные на две сравнительные группы. Учитывалось также наличие или отсутствие дополнительной обработки экспериментальных образцов (полировка, пескоструйная обработка, обработка образца плавиковой кислотой). Нагрузка, необходимая для разрушения образцов фиксировалась при помощи специализированного программного обеспечения в Ньютонах с точностью до 0.001 Н (рисунок 11). Опыт был повторен для всех образцов, а результаты были представлены в отчетах, содержащих графики и таблицы.

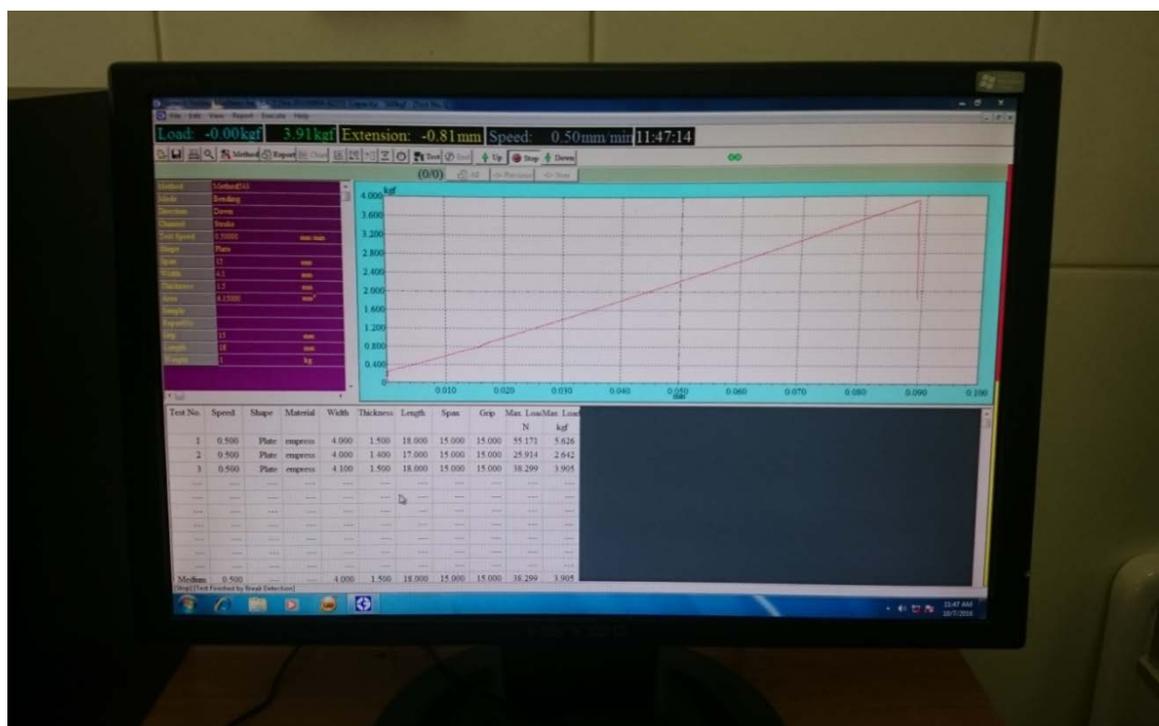


Рисунок 11. Специализированное программное обеспечение, фиксирующее разрушающую нагрузку образцов.

Далее по полученным данным рассчитывались показатели предела прочности при изгибе в МПа по следующей формуле:

$$\sigma = 3Pl / 2bh^2$$

где:

$P$  – величина нагрузки, вызвавшая разрушение образца, Н;

$l$  – длина пролета между опорами, мм;

$b$  – ширина образца, мм;

$h$  – толщина образца, мм.

Полученные значения округлялись до десятых долей, определялись средние значения и среднеквадратические отклонения значений предела прочности.

### **2.1.3. Методика определения вязкости разрушения керамических материалов.**

Вязкость разрушения (трещиностойкость) является важным свойством стоматологической керамики, присущим конкретному ее классу. Она может быть использована, чтобы предсказать другие свойства материала, такие как прочность. Поэтому вязкость разрушения имеет ценность при сравнении различных керамических материалов между собой. Для ее изучения был выбран метод испытания балок с V-образным вырезом на одной кромке (SEVNB метод) согласно Международным стандартам ISO 6872 и ISO 23146.

Для проведения испытания были взяты полученные нами пластинки размерами 18\*4\*3 мм, и подвергнуты дополнительной обработке сепарационными дисками. В установленных на плоском основании образцах на грани шириной 3 мм были произведены начальные надрезы точно по центру при помощи дисков толщиной приблизительно 0.5-0.7 мм и глубиной приблизительно 0.5 мм. Распилы тщательно очищались, после чего в начальном разрезе производился еще один разрез, более тонкими сепарационными дисками (рисунок 12). Окончательный V-образный разрез имел глубину приблизительно 1-1.2 мм. Схематическая форма полученных надрезов представлена на рисунке 13.

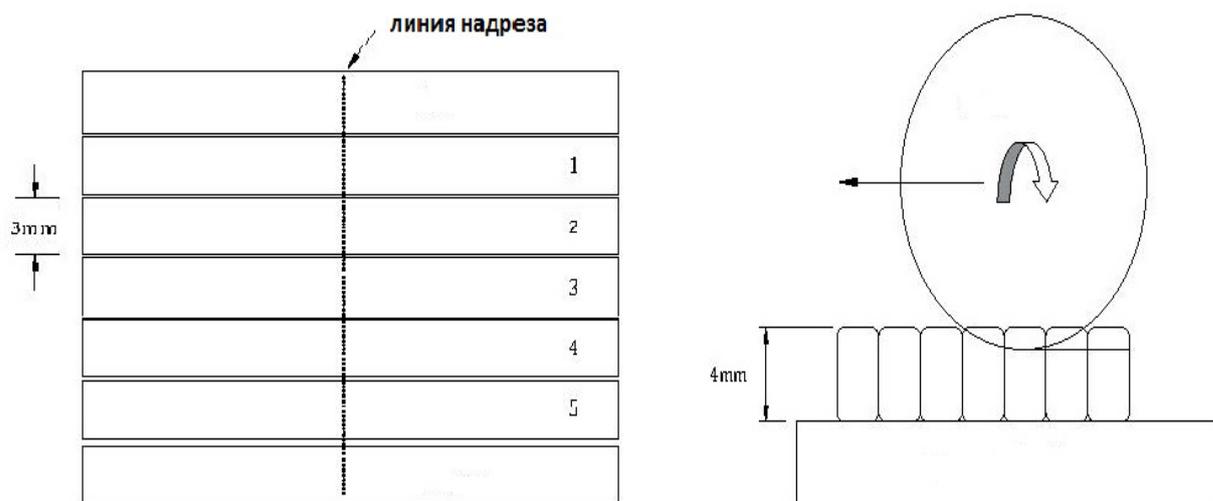


Рисунок 12. Схема формирования V-образного надреза

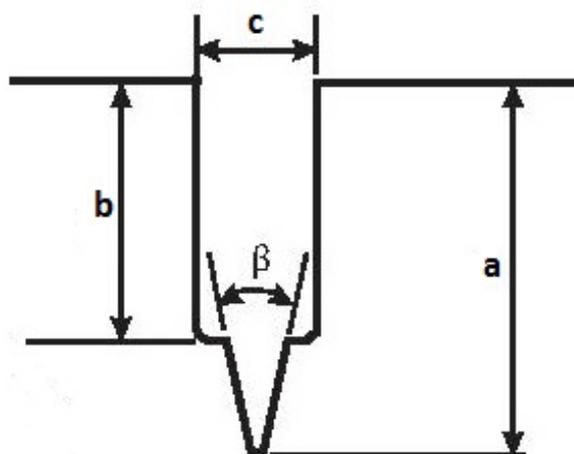


Рисунок 13. Схематическое изображение формы V-образного надреза, где

$a$  – 0,8 мм до 1,2 мм

$b$  – примерно 0,5 мм

$c$  – толщина диска,  $a - b < c$

$\beta$  – приблизительно 30 градусов или как можно меньше

Глубина надрезов измерялась при помощи электронного штангенциркуля. Контроль качества формы полученных V-образных надрезов проводился при помощи стереоскопического бинокулярного микроскопа с пятидесятикратным увеличением.

После подготовки образцов было произведено испытание по методике трехточечного изгиба при помощи испытательной машины GOTECHAI 7000S и разработанных нами специальных приспособлений. Образцы помещались на опоры испытательного стенда поверхностью шириной 3 мм, имеющей надрез, вниз. Нагрузка подавалась на поверхность образца шириной 3 мм, не имеющей надреза, вдоль линии, перпендикулярной к длинной оси образца точно по центру (рисунок 14).



Рисунок 14. Процесс испытания образца керамического материала на вязкость разрушения.

Скорость нагружения составляла 0.5 мм/мин. Эксперимент проводился при комнатной температуре. Испытанию подвергалось по пятнадцать образцов исследуемых материалов обеих сравнительных групп. Разрушающая нагрузка фиксировалась при помощи специального программного обеспечения с точностью до 0.001 Н. Опыт был повторен для

всех образцов, а результаты были представлены в отчетах, содержащих графики и таблицы.

После разрушения образцов проверялся факт того, что перелом начался на дне V-образного выреза. В случаях, когда это было не так, тест считался неверным.

Затем были проведены расчеты относительной глубины V-образного выреза для каждого образца по приведенной ниже формуле. Относительная глубина V-образного выреза,  $\alpha$ , должна быть в интервале между 0.2 и 0.3.

$$\alpha = a/w$$

где:

$a$  – глубина надреза, м;

$w$  – толщина образца, м;

$\alpha$  – относительная глубина V-образного надреза.

Вязкость разрушения,  $K_{Ic}$ , рассчитывался для каждого образца по следующей формуле:

$$K_{Ic} = F/b\sqrt{w} * S/w * 3\sqrt{\alpha/2(1 - \alpha)^{1.5}} * Y$$

где:

$K_{Ic}$  – вязкость разрушения, МПа $\sqrt{м}$ ;

$F$  – разрушающая нагрузка, МН;

$b$  = ширина образца, м;

$w$  = толщина образца, м;

$S$  – длина пролета между опорами испытательного стенда, м;

$\alpha$  – относительная глубина V-образного надреза;

Y – коэффициент фактора интенсивности нагрузки образца.

Коэффициент интенсивности нагрузки зависит от формы образца и схемы разрушения балки. Нами была использована следующая формула:

$$Y = 1.9109 - 5.1552\alpha + 12.6880\alpha^2 - 19.5736\alpha^3 + 15.9377\alpha^4 - 5.1454\alpha^5$$

где:

Y – коэффициент фактора интенсивности нагрузки образца;

$\alpha$  - относительная глубина V-образного надреза.

Уравнения для трехточечного изгиба были изначально ограничены интервалом относительная глубина V-образного надреза от 0.35 до 0.6, но, согласно стандарту ISO 6872, их использование было расширено до  $0.2 < \alpha > 0.6$  с небольшой потерей точности.

Вычисления были проведены для всех образцов, подвергнутых испытанию (по пятнадцать для каждого материала). Данные фиксировались с точностью до тысячных долей и округлялись до сотых долей. Затем определялись средние значения и среднеквадратические отклонения показателей трещиностойкости (вязкости разрушения) с округлением результатов до сотых долей.

#### **2.1.4. Микроскопическое исследование образцов.**

Микроскопические исследования структуры поверхности керамических образцов для испытаний прочности на изгиб, а также оценка качества V-образных вырезов для определения вязкости разрушения проводились при помощи стереоскопического бинокулярного микроскопа, оборудованного профессиональной оптической системой. Увеличенное изображение получалось в проходящем свете с дополнительными светодиодными осветителями при шестидесятикратном увеличении для

изучения поверхности керамики и пятидесятикратном – для оценки качества V-образных вырезов (рисунок 15).



Рисунок 15. Проведение микроскопического исследования керамических образцов при помощи стереоскопического микроскопа

Нами исследовались керамические образцы до их испытаний на прочность. Сперва было получено изображение поверхностной структуры керамических образцов, не подвергавшихся дополнительной обработке после процесса гидроабразивной резки. Затем, в тех же условиях, исследована поверхность керамических образцов, прошедших дополнительную обработку (полировка силиконовыми головками, пескоструйная обработка, выдерживание образца в девятипроцентной плавиковой кислоте в течение одной минуты).

Также при помощи этой методики проводилась оценка полученных V-образных вырезов в образцах, подготовленных для изучения трещиностойкости керамических материалов. Большое значение здесь имел характер полученного выреза, так как для достоверности данного исследования требовалось получить максимально возможной остроты вырез.

Были получены фотографии всех изученных изображений при помощи установленной в микроскоп фотокамеры.

## **2.2. Клинические исследования.**

Для подтверждения полученных в ходе экспериментальных исследований результатов проведено ретроспективное клиническое исследование пациентов, находившихся ранее на ортопедическом лечении в частном учреждении «Центр образовательной и клинической стоматологии профессора Брагина».

Исследования одобрены локальным этическим комитетом ФГБОУ ВО «Ставропольский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения РФ. Под наблюдением находилось 208 человек второго периода зрелого возраста, перенесших протезирование несъемными конструкциями зубных протезов, изготовленных из керамических материалов. Общесоматический статус исследуемых пациентов не учитывался. Все пациенты находились на лечении в период с 1.08.2014 по 1.02.2016. Исследуемые пациенты были разделены на две сравнительные группы. В первую группу пациентов было включено 112 человек, во вторую – 96 человек. Пациентам первой группы были зафиксированы одиночные конструкции, такие, как виниры, вкладки, искусственные коронки, изготовленные из керамических материалов первой группы сравнения (полевошпатная керамика, гибридная керамика, лейцитная стеклокерамика). Пациентам второй группы были зафиксированы мостовидные протезы различной протяженности, изготовленные из керамических материалов второй группы сравнения (стеклокерамика на основе дисиликата лития, стеклокерамика на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония, иттрийстабилизированный диоксид циркония).

За исследуемый промежуток времени у наблюдаемых пациентов регистрировались случаи частичных и полных поломок, сколов облицовки несъемных ортопедических конструкций. Клиническая оценка стоматологического статуса проводилась при искусственном освещении при помощи классического набора инструментов, включающего стоматологическое зеркало, зонд и пинцет. Для оценки качества керамических конструкций использовались основные методы исследования пациента (сбор анамнеза, осмотр, зондирование, перкуссия и т.д.). Критериями оценки качества изучаемых конструкций по результатам клинического обследования была целостность конструкции, отсутствие сколов облицовочного материала и разрушений каркасов.

Была рассчитана частота поломок, проведена статистическая обработка данных. Проанализированы причины поломок и сколов, возможность их предотвращения.

### **2.3. Статистический метод обработки полученных результатов.**

В процессе проведения работы для статистической обработки данных, полученных в результате экспериментальных исследований, был использован метод вариационной статистики. Метод вариационной статистики предусматривал применение характеристики следующих выборочных данных: показатель вариации, среднюю величину, уточненную критерием достоверности полученных результатов исследований.

Сравнение исследуемых материалов по полученным количественным показателям проводилось с использованием критерия Краскелла-Уоллиса. Сравнение по номинальным показателям проводилось с использованием критерия Хи-квадрат, что позволяло выявлять статистическую значимость различий получаемых результатов. Также был проведен корреляционный анализ отдельно для всех материалов с учетом их полировки и других

значимых показателей, таких как геометрические размеры образцов, предел прочности и разрушающая нагрузка.

Был применен метод регрессионного анализа для каждого материала: были построены модели, описывающие изменения основного изучаемого параметра (предел прочности, вязкость разрушения) в зависимости от множества входных факторов, таких, как толщина, ширина образцов, фиктивная бинарная переменная F полировка, отражающая наличие полировки, а также произведения F полировки и ширины, F полировки и толщины (П\*Ш, П\*Т). Построение моделей проводилось методами шаговой регрессии, с использованием алгоритма включения.

Невзвешенную среднюю арифметическую, которая отображает среднее значение каждой измеряемой нами абсолютной величины, мы вычисляли по следующей формуле:

$$M = \frac{\sum X_i}{n}$$

где:

M – средняя арифметическая;

$X_i$  – значение единичного измерения величины;

n – число повторностей измерений величины.

Для получения обобщающей характеристики размеров вариации каждого измерения мы рассчитывали среднее квадратическое отклонение. Чтобы снизить вероятность ошибки, учитывалась выборочная несмещенная дисперсия. Вычисления проводились по следующей формуле:

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum (X_i - M)^2}{n - 1}}$$

где:

$M$  – средняя арифметическая;

$X_i$  – значение единичного измерения величины;

$n$  – число повторностей измерений величины;

$\delta$  – среднее квадратическое отклонение.

Для вычисляемых нами относительных величин ошибка рассчитывалась по следующей формуле:

$$m = \sqrt{\frac{p(100 - p)}{n}}$$

где:

$p$  – показатель, выраженный в процентах;

$n$  – абсолютная величина;

$m$  – ошибка относительного показателя.

Результаты проводимых измерений записывали в следующем порядке:  
 $M \pm \delta$  для абсолютных величин и  $p \pm m$  - для относительных.

### **3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ**

#### **3.1. Результаты лабораторных исследований.**

##### **3.1.1. Результаты исследований предела прочности изучаемых материалов.**

При проведении испытаний материалов первой группы на предел прочности при помощи специализированного программного обеспечения были зафиксированы показатели максимальных нагрузок, при которых происходило разрушение экспериментальных образцов, прошедших дополнительную обработку, включающую полировку, пескоструйную обработку и выдерживание в девятипроцентной плавиковой кислоте. Для образцов из полевошпатной керамики разрушающая нагрузка варьировала от 41,577 до 57,453 Н, для образцов гибридной керамики – от 43,464 до 58,624 Н, а для пластин из лейцитной стеклокерамики – от 35,463 до 52,784 Н. Эти данные наглядно продемонстрированы на графиках, представленных в Приложении 1. Разброс этих значений объясняется погрешностями в размерах образцов. Разрушающая нагрузка образца прямо пропорциональна площади поперечного сечения и обратно пропорциональна длине пролета между опорами, которая в нашем эксперименте составляла 15 мм. Все зафиксированные в данном эксперименте показатели более детально представлены в таблицах, приведенных в Приложении 2.

Вычисленные по представленным данным показатели предела прочности материала прямо пропорциональны длине пролета и обратно пропорционален ширине образцов и квадрату их толщины. Это объясняет то, что при довольно большом разбросе показателей разрушающей нагрузки образцов показатели предела прочности имеют достаточно высокую достоверность (таблица 1).

Таблица 1. Показатели предела прочности на изгиб керамических материалов первой группы.

Материал	Разрушающая нагрузка, Н	Прочность материала, МПа
Полевошпатная керамика	$48,5 \pm 5,8$	$139,6 \pm 3,6$
Гибридная керамика	$50,1 \pm 5,4$	$146,8 \pm 2,1$
Лейцитная стеклокерамика	$46,5 \pm 5,8$	$134,5 \pm 3,8$

Как видно из таблицы, статистически значимых отличий между показателями предела прочности не наблюдается. Наивысший показатель предела прочности принадлежит гибридной керамике, содержащей полимерную сеть, незначительно ниже данный показатель у полевошпатной керамики и лейцитной стеклокерамики (рисунок 16). Данные величины также приближены к данным производителей, которые для полевошпатной и гибридной керамики заявлены на уровне  $154 \pm 15$  МПа и 150 МПа соответственно. Прочность лейцитной стеклокерамики несколько ниже показателей, представленных производителями (160 МПа).

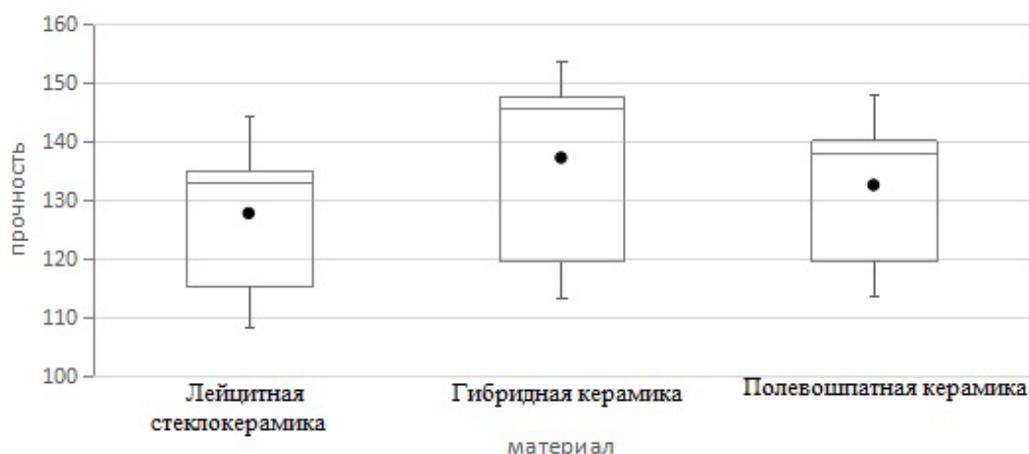


Рисунок 16. Сравнение предела прочности материалов первой группы.

Аналогично были просчитаны показатели предела прочности для образцов материалов первой группы, не подвергавшихся дополнительной обработке. Для образцов из полевошпатной керамики разрушающая нагрузка фиксировалась в промежутке от 33,27 до 49,2 Н, для образцов гибридной керамики – от 41,08 до 46,34 Н, а для пластин из лейцитной стеклокерамики – от 35,86 до 45,18 Н. Ход данного испытания также продемонстрирован на графиках, изображенных в Приложении 3, а полученные данные представлены в таблицах, приведенных в Приложении 4.

Анализ и обработка полученных нами данных показал, что прочность керамических материалов после их обработки стала на порядок выше. Это наглядно представлено в таблице 2.

Таблица 2. Предел прочности керамических материалов первой группы до и после дополнительной обработки.

Материал	Прочность материала до обработки, МПа	Прочность материала после обработки, МПа	Увеличение прочности, %	Уровень Р
Полевошпатная керамика	118,0 ± 2,9	139,6 ± 3,6	18,3 ± 3,6	<0,0001
Гибридная керамика	117,4 ± 2,5	146,8 ± 2,1	25,0 ± 4,0	<0,0001
Лейцитная стеклокерамика	113,8 ± 2,4	134,5 ± 3,8	18,2 ± 3,6	<0,0001

Как видно из таблицы, наиболее чувствительной к полировке и обработке плавиковой кислотой в первой группе материалов оказалась гибридная керамика, содержащая полимерную сеть. Это обусловлено ее химическим строением. Наличие полимерной сети позволяет хорошо отполировать поверхность материала, а также полимерная композитная сеть

сильнее подвергается воздействию плавиковой кислоты. Все это снижает количество микротрещин на поверхности материала. Эти данные демонстрируют зависимость прочности исследованных керамических материалов от проведенной дополнительной обработки, а, следовательно, от наличия микротрещин на поверхности материала. Это наглядно показывает разницу в способности материалов сопротивляться разрушению (рисунок 17).

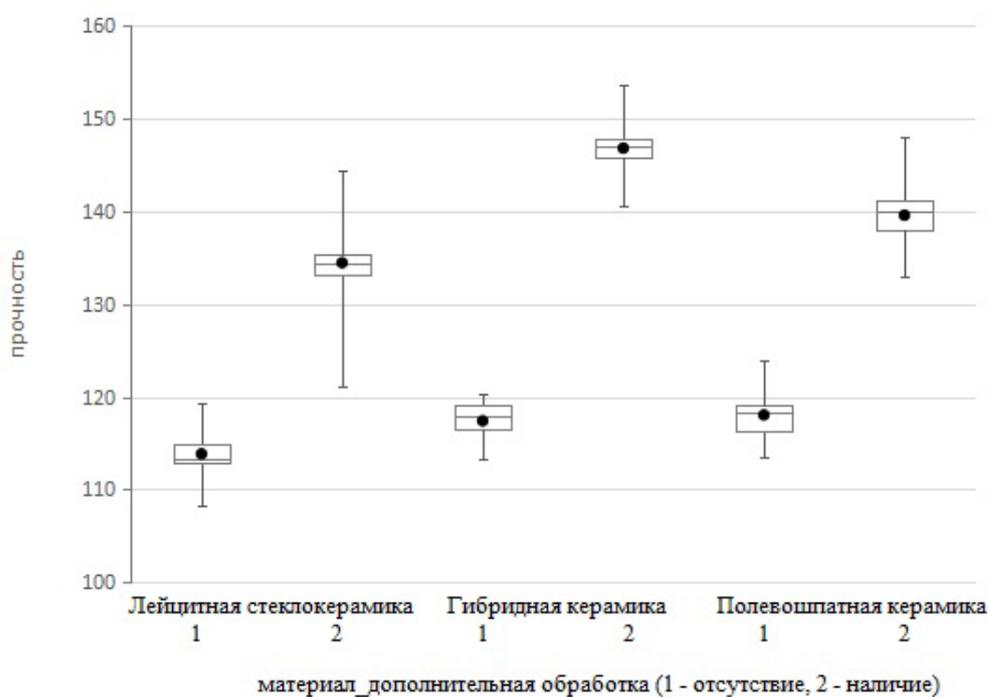


Рисунок 17. Повышение предела прочности материалов первой группы после дополнительной обработки.

Для целевого показателя максимальная нагрузка при анализе прочности методами регрессионного анализа для каждого материала были построены модели, описывающие его изменения в зависимости от множества входных факторов. В качестве входных факторов использовались количественные показатели толщина, ширина, фиктивная бинарная переменная  $F_{\text{дополнительная обработка}}$ , а также произведения  $F_{\text{дополнительной обработки}}$  и ширины,  $F_{\text{дополнительной обработки}}$  и

толщины: П\*Ш, П\*Т. Построение моделей проводилось методами шаговой регрессии, с использованием алгоритма включения.

Коэффициенты корреляции могут стать существенно завышены или занижены, если в данных присутствуют большие выбросы. Чтобы это узнать, были построены гистограммы (рисунки 18, 19, 20).

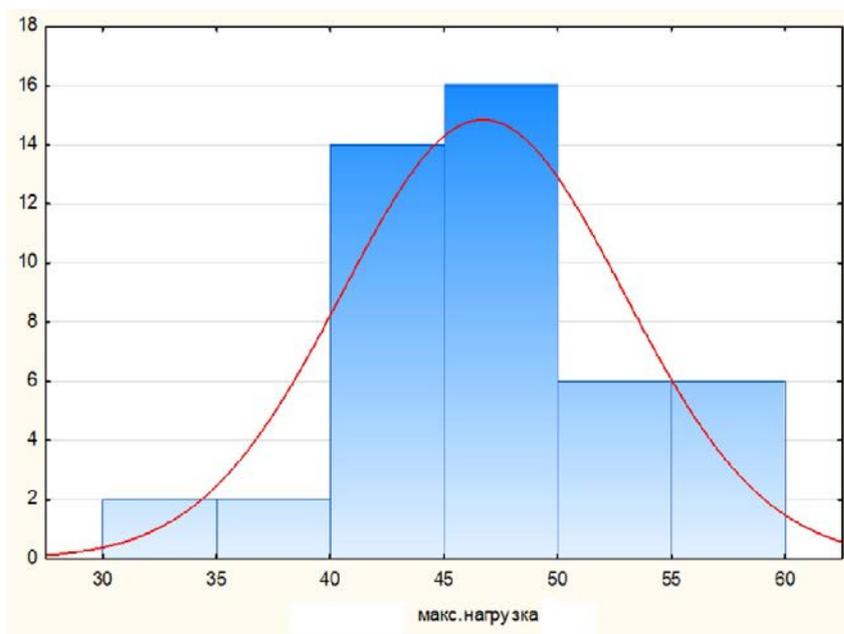


Рисунок 18. Гистограмма, построенная для полевошпатной керамики.

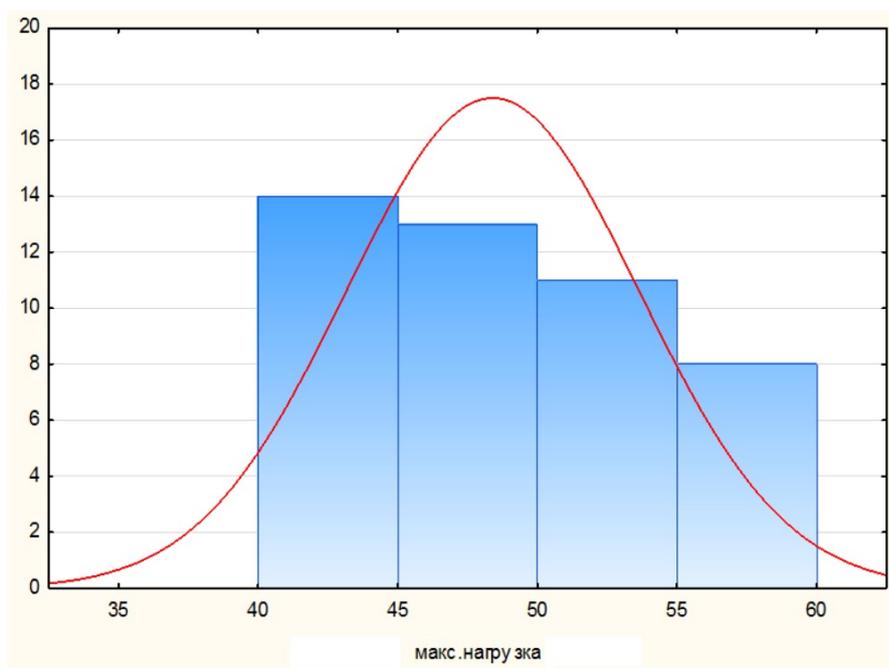


Рисунок 19. Гистограмма, построенная для гибридной керамики.

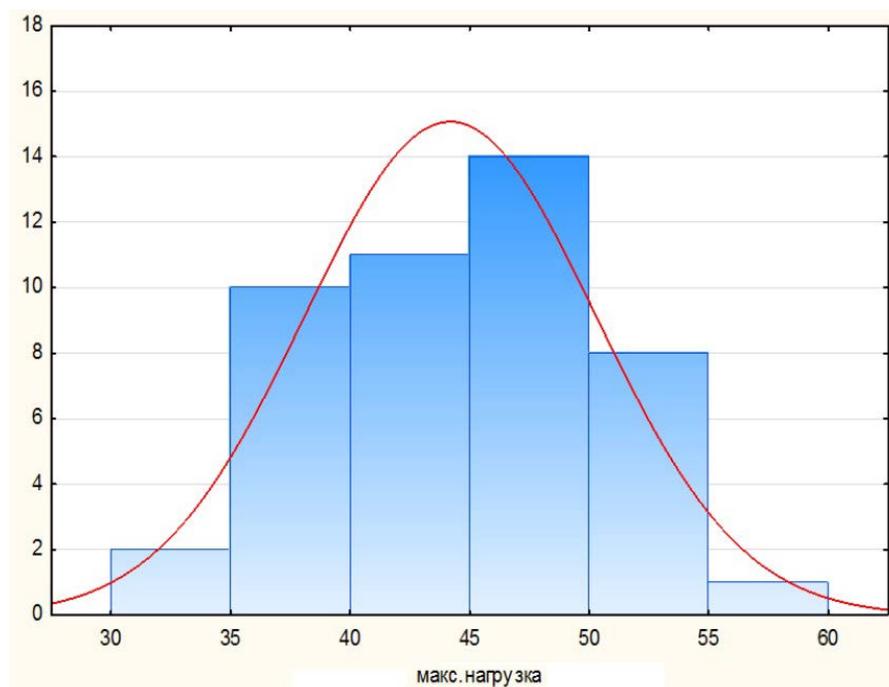


Рисунок 20. Гистограмма, построенная для лейцитной стеклокерамики.

По гистограммам видно, что суждения не субъективны. Поэтому для анализа были оставлены все значения.

Показатели, включенные в итоговую модель нагрузки для полевошпатной керамики, оценки параметров и их Р-значения приведены в таблице 3. Статистически значимыми переменными оказались толщина, ширина.

Таблица 3. Результаты регрессионного анализа для полевошпатной керамики.

Регрессор	Коэффициент регрессии	t-статистика Стьюдента	Уровень Р
константа	-90.04	-7.900	<0.0001
толщина	56.14	11.854	<0.0001
П*Ш	-1.69	-0.845	0.4031
ширина	13.17	4.117	0.0002
П*Т	10.18	1.782	0.0821

При увеличении толщины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 56.14, при увеличении ширины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 13.17.

Показатели, включенные в итоговую модель нагрузки для гибридной керамики, оценки параметров и их Р-значения приведены в таблице 4. Статистически значимыми переменными оказались толщина, ширина, F\_полировка, П\*Т.

Таблица 4. Результаты регрессионного анализа для гибридной керамики.

Регрессор	Коэффициент регрессии	t-статистика Стьюдента	Уровень Р
константа	-77.48	-6.239	<0.0001
П*Т	13.93	2.797	0.0078
толщина	54.49	11.664	<0.0001
ширина	10.62	4.716	<0.0001
F_полировка	-9.65	-1.323	0.1932

При увеличении толщины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 54.49, при увеличении ширины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 10.62.

Показатели, включенные в итоговую модель нагрузки для материала IPS Empress CAD, оценки параметров и их Р-значения приведены в таблице 5. Статистически значимыми переменными оказались толщина, ширина, F\_полировка, П\*Т.

Таблица 5. Результаты регрессионного анализа для лейцитной стеклокерамики.

Регрессор	Коэффициент регрессии	t-статистика Стьюдента	Уровень P
константа	-101.93	-5.079	<0.0001
толщина	52.75	11.846	<0.0001
П*Т	13.32	2.582	0.0135
ширина	16.99	3.544	0.0010
F_полировка	-11.42	-1.583	0.1212

При увеличении толщины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 52.75, при увеличении ширины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 16.98.

По качеству построенных регрессий, можно сказать, что модели статистически значимы (уровень  $p < 0,05$ ). На графиках, представленных на рисунках 21, 22, 23, продемонстрирована взаимосвязь наблюдаемых переменных и предсказанных, с доверительным интервалом регрессионной линии.

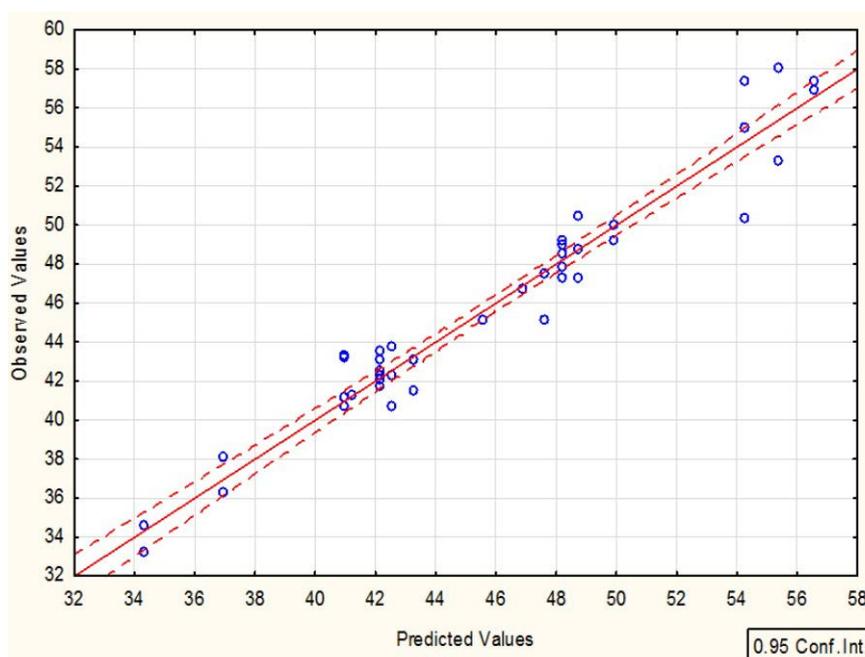


Рисунок 21. Диаграмма рассеяния показателей для полевошпатной керамики.

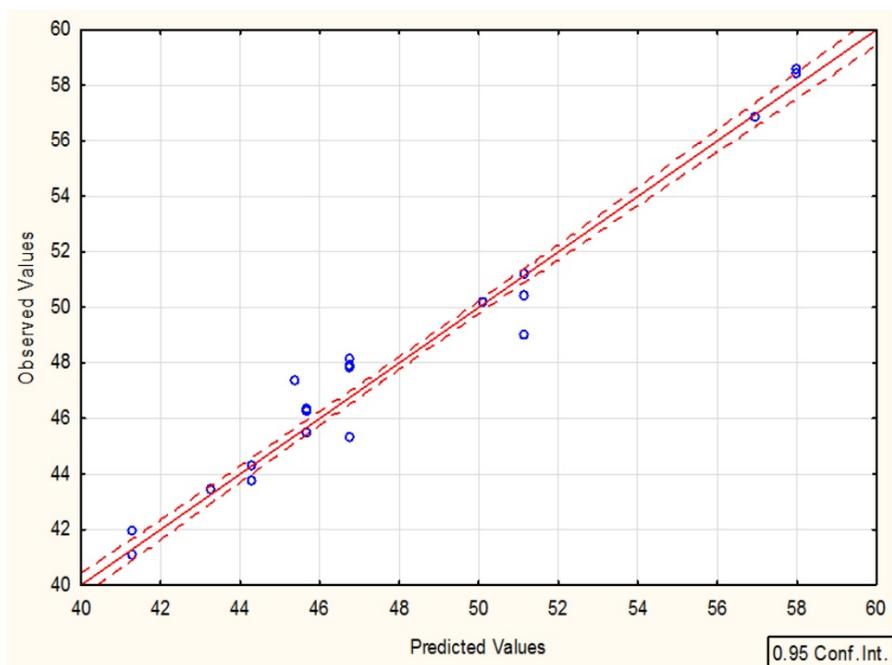


Рисунок 22. Диаграмма рассеяния показателей для гибридной керамики.

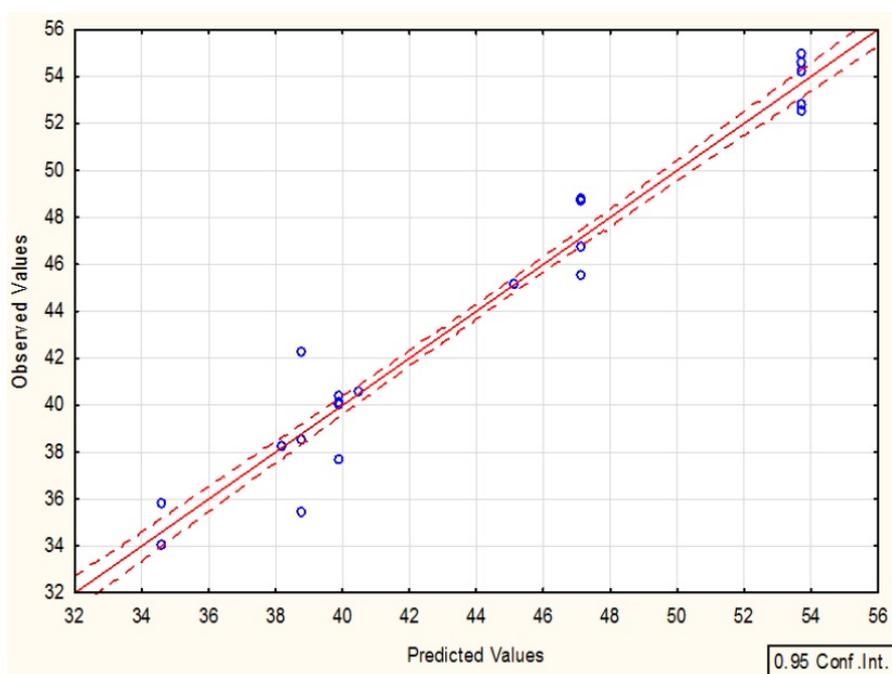


Рисунок 23. Диаграмма рассеяния показателей для лейцитной стеклокерамики.

Диаграммы рассеяния показывают положительную корреляцию между переменными.

Итоговые показатели, отражающие качество построенных моделей для каждого материала, приведены в таблице 6. Все модели очень хорошо описывают данные и являются статистически значимыми.

Таблица 6. Характеристики качества регрессионных моделей для материалов первой группы.

Материал	Коэффициент детерминации	F-статистика Фишера	Уровень Р
Полевошпатная керамика	0.94	174.78	<0.0001
Гибридная керамика	0.97	497.26	<0.0001
Лейцитная стеклокерамика	0.97	340.34	<0.0001

С использованием полученных моделей для показателя прочность для всех материалов были построены доверительные интервалы с точностью в 95 %. На рисунках 24, 25, 26 представлены доверительные интервалы для материалов первой группы при наличии и отсутствии дополнительной обработки для значений ширины 4 мм, толщины 1.4 мм.

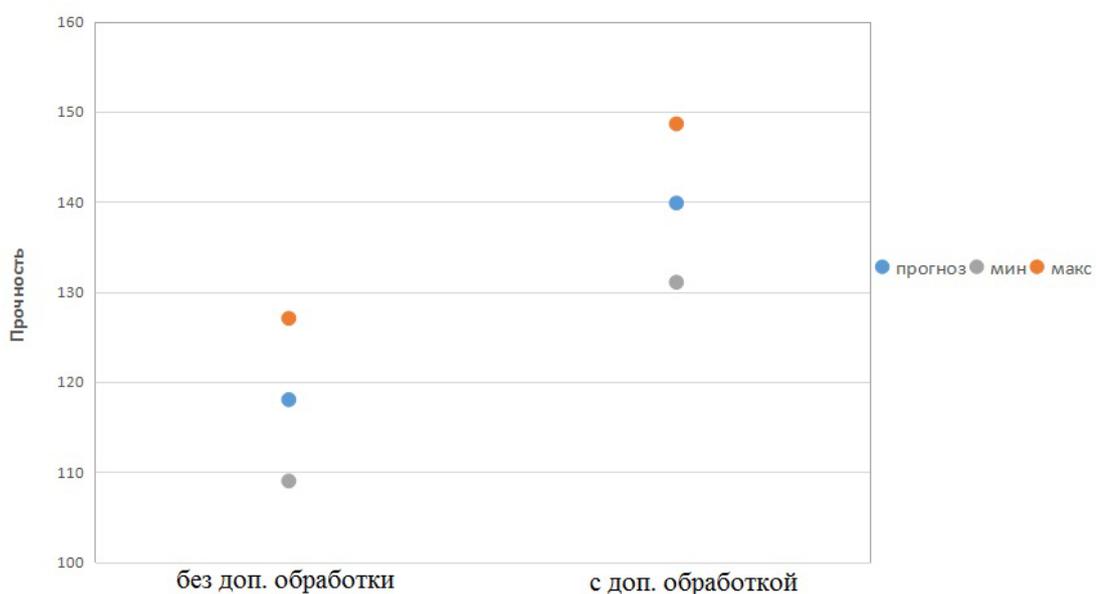


Рисунок 24. Доверительные интервалы прочности для полевошпатной керамики.

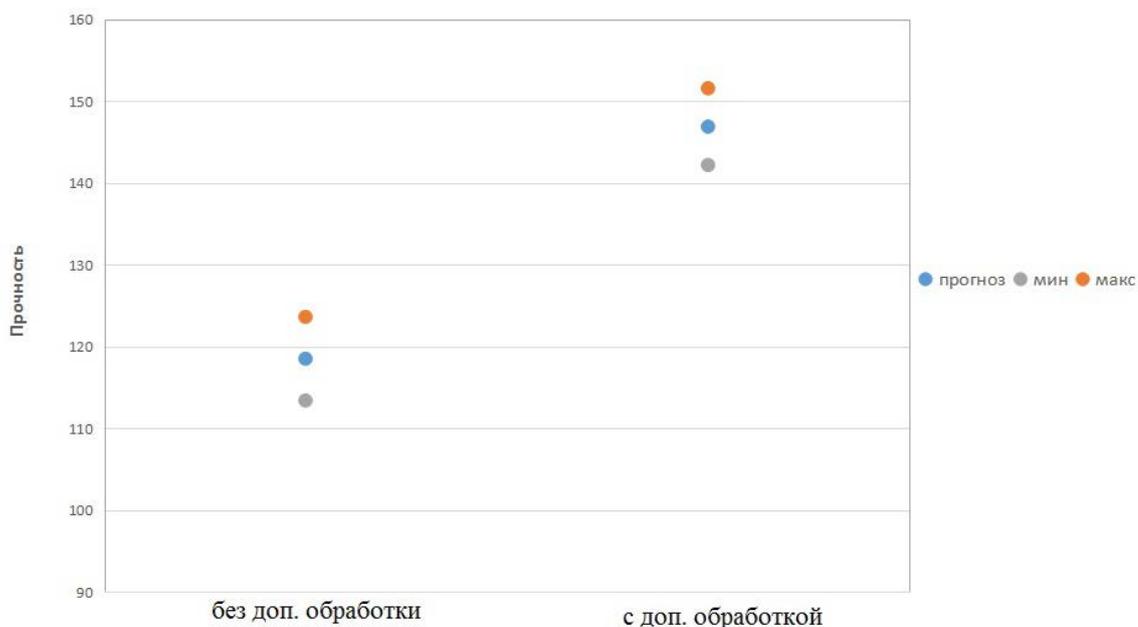


Рисунок 25. Доверительные интервалы прочности для гибридной керамики.

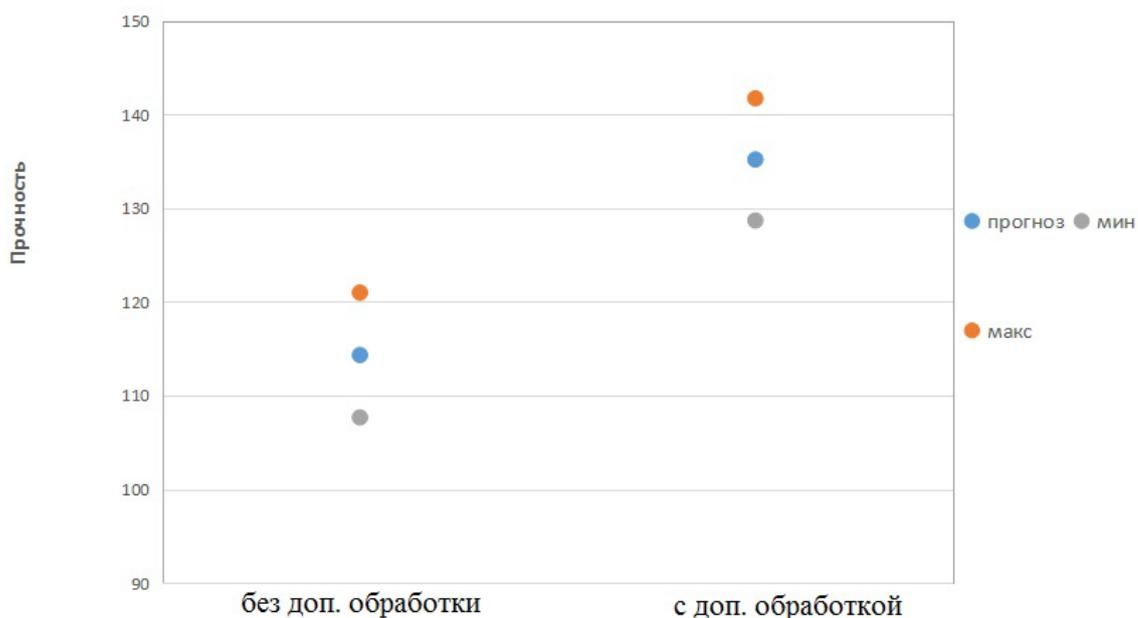


Рисунок 26. Доверительные интервалы прочности для лейцитной стеклокерамики.

Материалы второй группы предназначены для протезирования дефектов твердых тканей зубов и зубных рядов, что обуславливает более высокие показатели прочности. При исследовании предела прочности материалов данной группы также были зафиксированы показатели разрушающих нагрузок, рассчитан предел прочности для образцов, прошедших дополнительную обработку, и образцов, не проходивших ее. В

первом случае разрушающая нагрузка дисиликатлитиевой стеклокерамики была отмечена от 104,583 Н до 148,189 Н, стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония – от 74,105 Н до 121,109 Н, диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия – от 315,905 Н до 444,556 Н. Эти данные также продемонстрированы на графиках, представленных в Приложении 1 и в таблицах, приведенных в Приложении 2. В таблице 7 представлены средние значения разрушающих нагрузок, а также предела прочности материалов второй группы.

Таблица 7. Показатели предела прочности на изгиб керамических материалов второй группы.

Материал	Разрушающая нагрузка, Н	Прочность материала, МПа
Стеклокерамика на основе дисиликата лития	124,6 ± 13,0	358,3 ± 4,5
Стеклокерамика на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония	96,3 ± 11,1	267,3 ± 7,5
Диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия	385,9 ± 46,1	1081,2 ± 7,4

В данной группе наблюдаются статистически значимые различия между показателями предела прочности материалов. Наибольшие показатели предела прочности зафиксированы у диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия (ZrO<sub>2</sub>). Относительно высокий показатель предела прочности имеет стеклокерамика на основе дисиликата

лития (LS2). Дисиликатлитиевая керамика с добавлением циркония (LS2+ZiO2), изначально отнесенная ко второй группе материалов, то есть рекомендованных для изготовления мостовидных протезов, имеет предел прочности намного ниже других материалов данной группы, что говорит о необходимости ограничить использование этого материала (рисунок 27). Прочность диоксида циркония и стеклокерамики на основе дисиликата лития соответствует заявленным производителями (900 МПа и 360 МПа соответственно). Прочность стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония значительно меньше заявленного производителями (420 МПа) и гораздо ближе к материалам первой группы. Уровень статистической значимости был зафиксирован на уровне 0,05.



Рисунок 27. Сравнение предела прочности материалов второй группы.

При испытании материалов второй группы, не проходивших дополнительную обработку, разрушающая нагрузка для образцов дисиликатлитиевой стеклокерамики фиксировалась в интервале от 85,77 Н до 124 Н, для стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония – от 66,24 Н до 92,95 Н, для диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия - от 257,55 до 332,07 Н. Все полученные данные также продемонстрированы на графиках, изображенных в Приложении 3 и в таблицах, приведенных в Приложении 4.

В таблице 8 показано, насколько повысилась прочность материалов второй группы после их дополнительной обработки.

Таблица 8. Предел прочности керамических материалов второй группы до и после дополнительной обработки.

Материал	Прочность материала до обработки, МПа	Прочность материала после обработки, МПа	Увеличение прочности, %	Уровень Р
Литийдисиликатная стеклокерамика	297,2 ± 3,8	358,3 ± 4,5	20,6±2,4	<0,0001
Литийдисиликатная стеклокерамика с добавлением циркония	227,4 ± 3,7	267,3 ± 7,5	17,6±2,5	<0,0001
Диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия	852,9 ± 3,7	1081,2 ± 7,4	26,8±1,5	<0,0001

Как видно из таблицы, наиболее чувствительным к полировке и обработке плавиковой кислотой во второй группе материалов является диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия. Это обусловлено способностью трансформации тетрагональной фазы диоксида циркония в моноклинную, увеличивающую локальную прочность, что стабилизирует микротрещины, замедляя их рост. Полировка и протравливание поверхности материала плавиковой кислотой уменьшает количество стабилизированных микротрещин, не давая им распространяться дальше. Зависимость прочности керамических материалов второй группы от наличия микротрещин на поверхности материала наглядно продемонстрирована на рисунке 28.

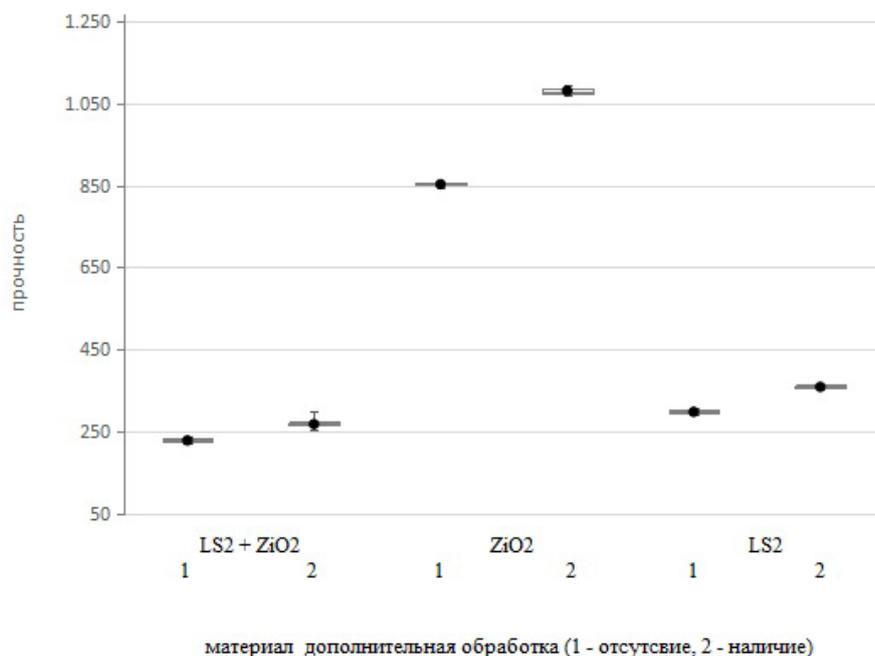


Рисунок 28. Повышение предела прочности материалов второй группы после дополнительной обработки.

Для целевого показателя максимальная нагрузка при анализе прочности методами регрессионного анализа для материалов второй группы также были построены модели методами шаговой регрессии, с использованием алгоритма включения с учетом тех же входных факторов (толщина, ширина, фиктивная бинарная переменная F\_дополнительная обработка, а также произведения F\_дополнительной обработки и ширины, F\_дополнительной обработки и толщины: П\*Ш, П\*Т. Были построены гистограммы (рисунки 29, 30, 31).

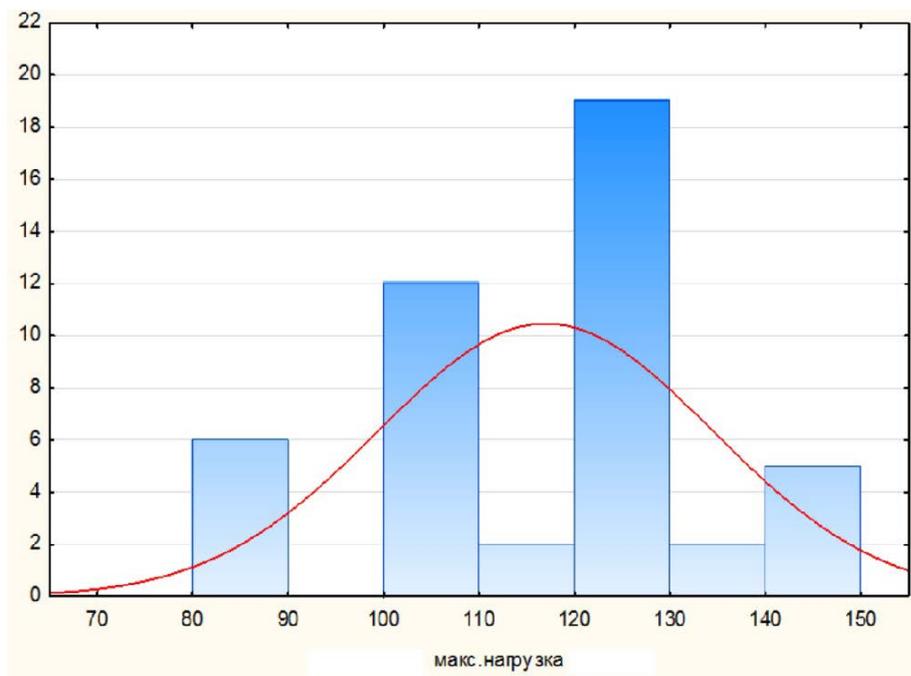


Рисунок 29. Гистограмма, построенная для стеклокерамики на основе дисиликата лития.

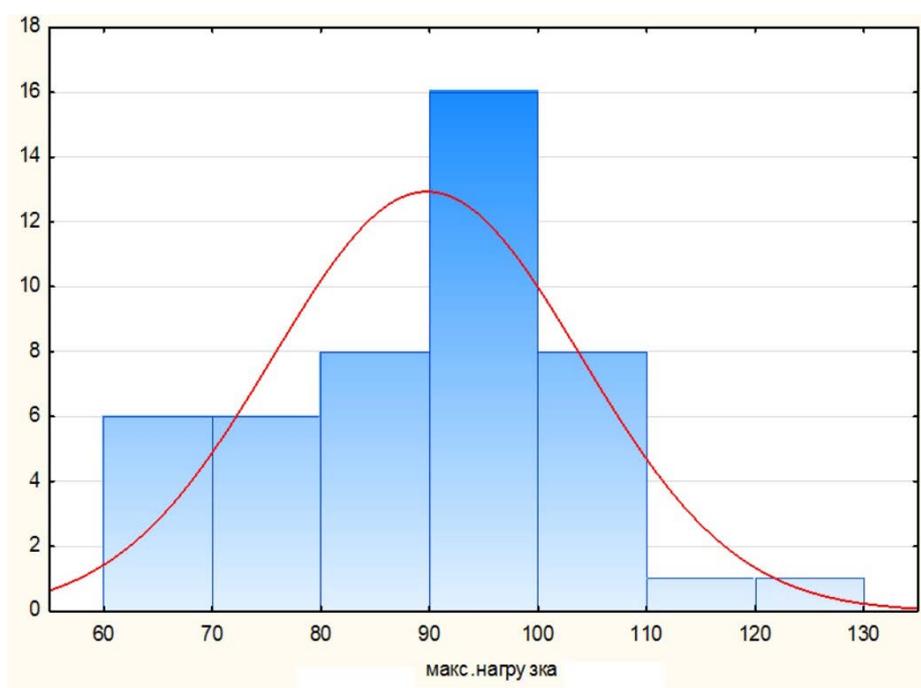


Рисунок 30. Гистограмма, построенная для стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония.

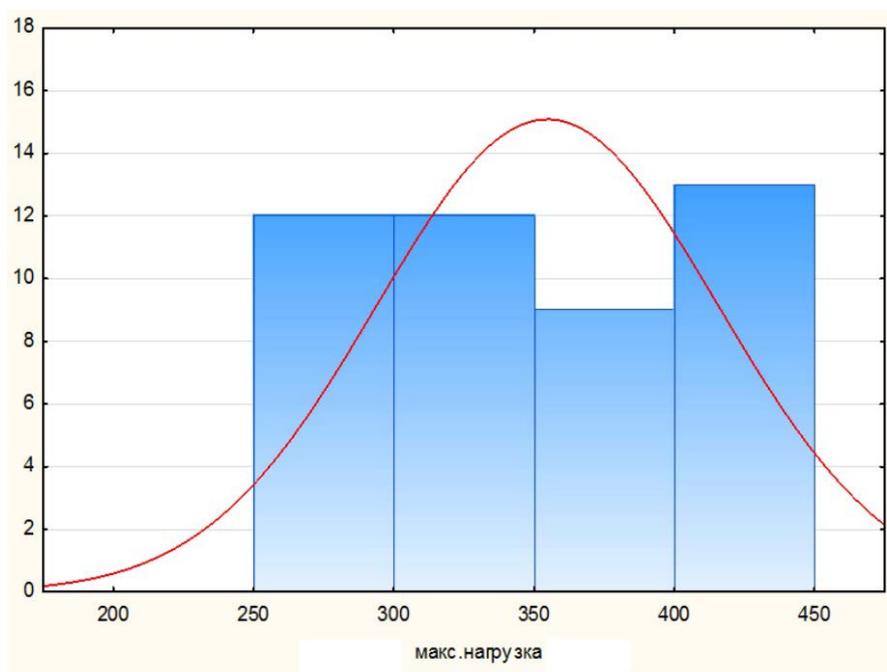


Рисунок 31. Гистограмма, построенная для диоксида циркония, стабилизированного диоксидом иттрия.

По гистограммам видно, что суждения не субъективны. Поэтому для анализа были оставлены все значения.

Показатели, включенные в итоговую модель нагрузки для стеклокерамики на основе дисиликата лития, оценки параметров и их Р-значения приведены в таблице 9. Статистически значимыми переменными оказались толщина, ширина, П\*Т.

Таблица 9. Результаты регрессионного анализа для стеклокерамики на основе дисиликата лития.

Регрессор	Коэффициент регрессии	t-статистика Стьюдента	Уровень Р
константа	-254.68	-18.062	<0.0001
толщина	148.76	19.898	<0.0001
П*Ш	-4.37	-1.424	0.1619
ширина	37.79	7.160	<0.0001
П*Т	27.07	3.107	0.0034

При увеличении толщины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 148.76, при увеличении ширины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 37.79.

Показатели, включенные в итоговую модель нагрузки для стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония, оценки параметров и их Р-значения приведены в таблице 10. Статистически значимыми переменными оказались толщина, ширина, П\*Т.

Таблица 10. Результаты регрессионного анализа для материала стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония.

Регрессор	Коэффициент регрессии	t-статистика Стьюдента	Уровень Р
константа	-188.84	-5.617	<0.0001
толщина	98.16	9.780	<0.0001
П*Ш	7.10	0.592	0.5571
F_полировка	-75.60	-1.902	0.0644
П*Т	43.17	3.576	0.0009
ширина	32.85	3.140	0.0032

При увеличении толщины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 98.16, при увеличении ширины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 32.85.

Показатели, включенные в итоговую модель нагрузки для диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия, оценки параметров и их Р-значения приведены в таблице 11. Статистически значимыми переменными оказались толщина, ширина, F\_дополнительная обработка, П\*Т.

Таблица 11. Результаты регрессионного анализа для диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия.

Регрессор	Коэффициент регрессии	t-статистика Стьюдента	Уровень P
константа	-546.32	-8.781	<0.0001
П*Т	130.75	10.189	<0.0001
толщина	407.80	35.089	<0.0001
ширина	68.18	5.337	<0.0001
F_полировка	-200.16	-2.989	0.0048
П*Ш	24.47	1.742	0.0891

При увеличении толщины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 407.8, при увеличении ширины на 1 мм максимальная нагрузка увеличивается в среднем на 66.18.

По качеству построенных регрессий, можно сказать, что модели статистически значимы (уровень  $p < 0,05$ ). На графиках, представленных на рисунках 32, 33, 34, продемонстрирована взаимосвязь наблюдаемых переменных и предсказанных, с доверительным интервалом регрессионной линии.

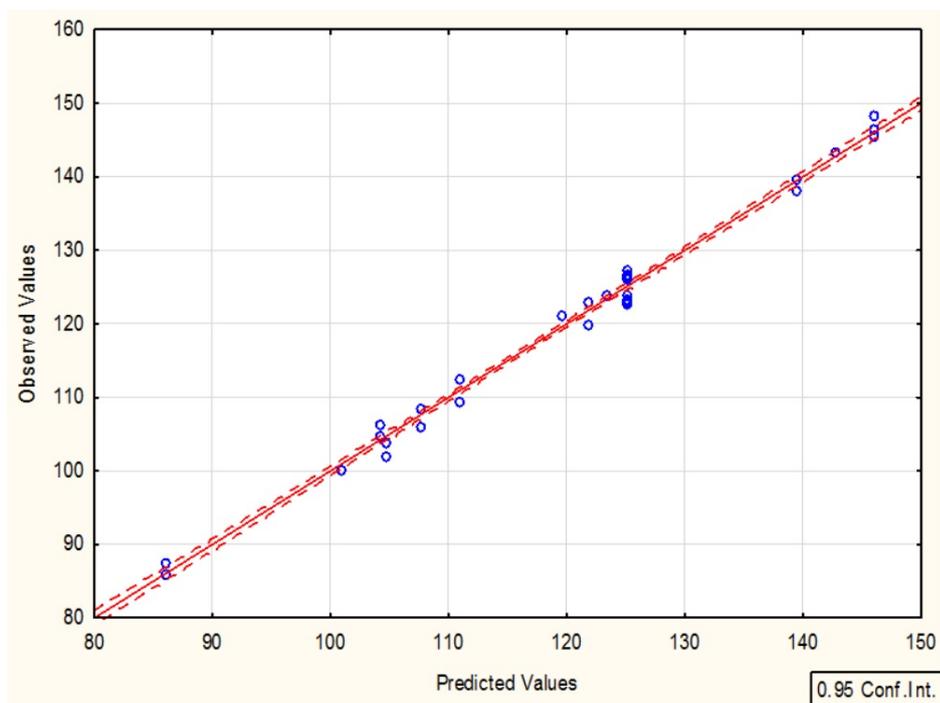


Рисунок 32. Диаграмма рассеяния показателей для стеклокерамики на основе дисиликата лития.

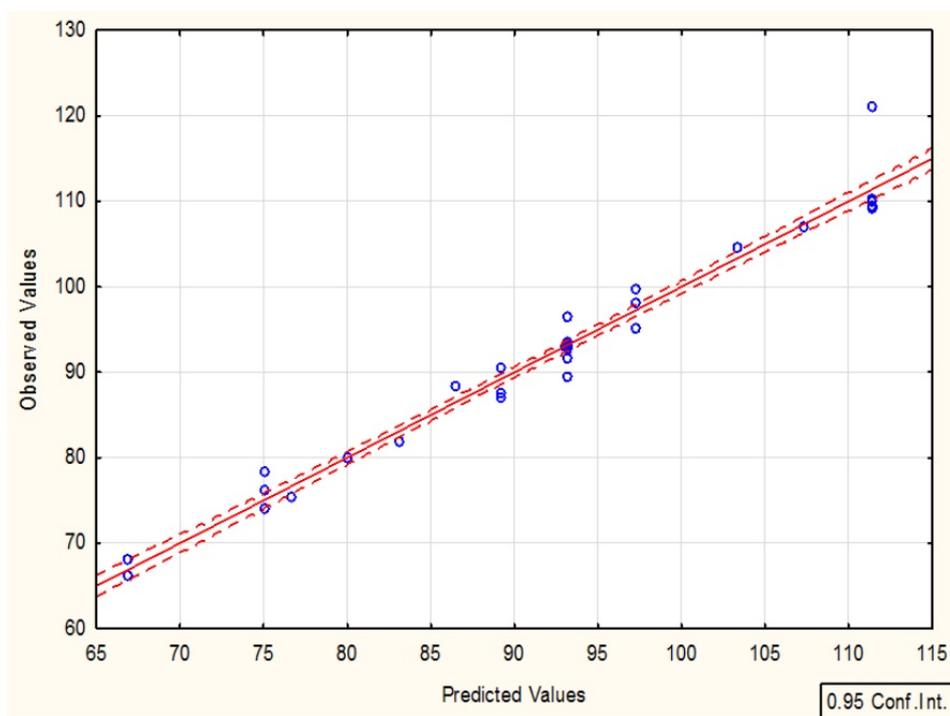


Рисунок 33. Диаграмма рассеяния показателей для стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония.

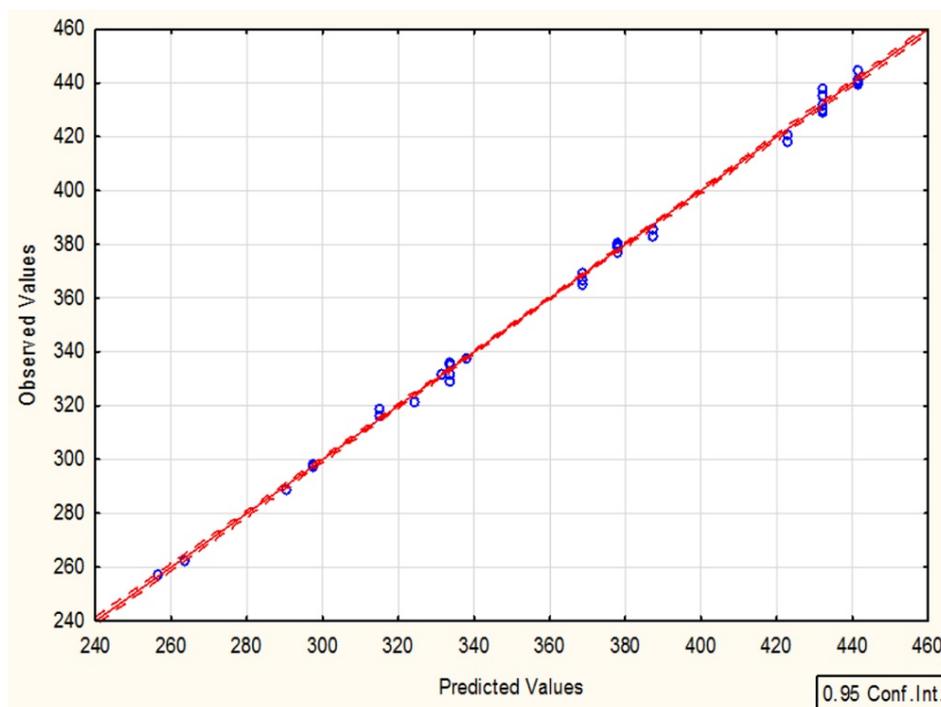


Рисунок 34. Диаграмма рассеяния показателей для диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия.

Диаграммы рассеяния показывают положительную корреляцию между переменными.

Итоговые показатели, отражающие качество построенных моделей для материалов второй группы, приведены в таблице 12. Все модели очень хорошо описывают данные и являются статистически значимыми.

Таблица 12. Характеристики качества регрессионных моделей для материалов второй группы.

Материал	Коэффициент детерминации	F-статистика Фишера	Уровень P
Стеклокерамика на основе дисиликата лития	0,99	1484,60	<0,0001
Стеклокерамика на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония	0,97	380,64	<0,0001
Диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия	0,99	5229,10	<0,0001

С использованием полученных моделей для показателя прочность для всех материалов были построены доверительные интервалы с точностью в 95 %. На рисунках 35, 36, 37 представлены доверительные интервалы для материалов второй группы при наличии и отсутствии дополнительной обработки для значений ширины 4 мм, толщины 1,4 мм.

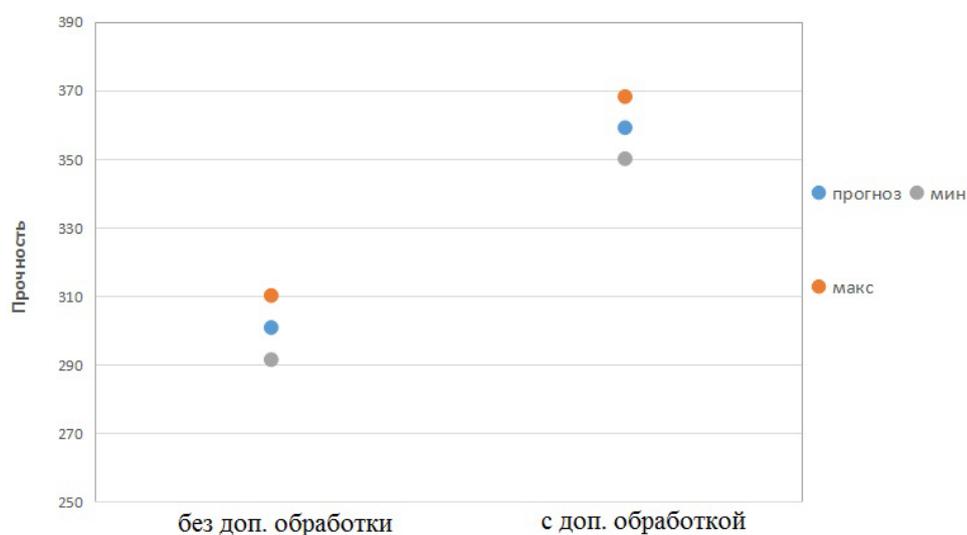


Рисунок 35. Доверительные интервалы прочности для стеклокерамики на основе дисиликата лития.

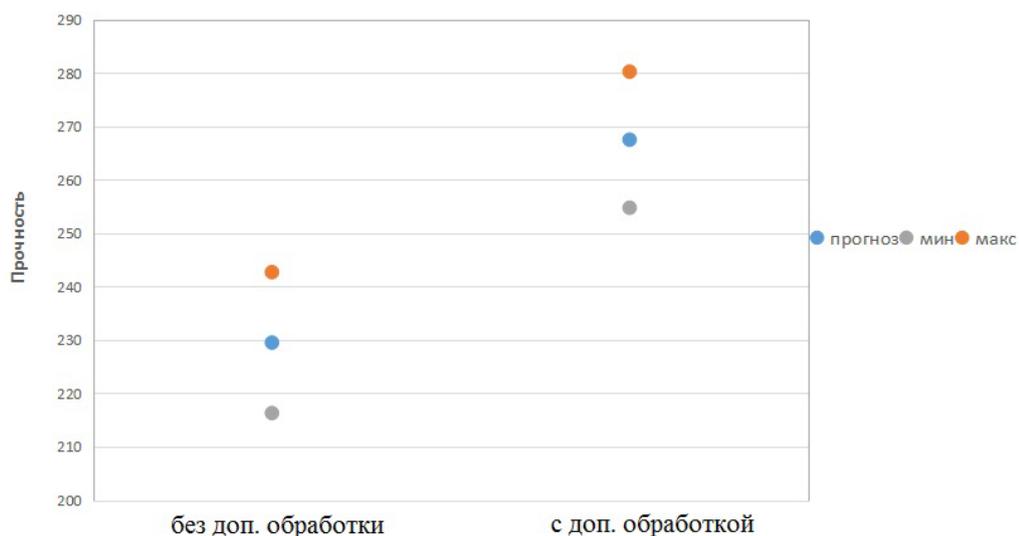


Рисунок 36. Доверительные интервалы прочности для стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония.

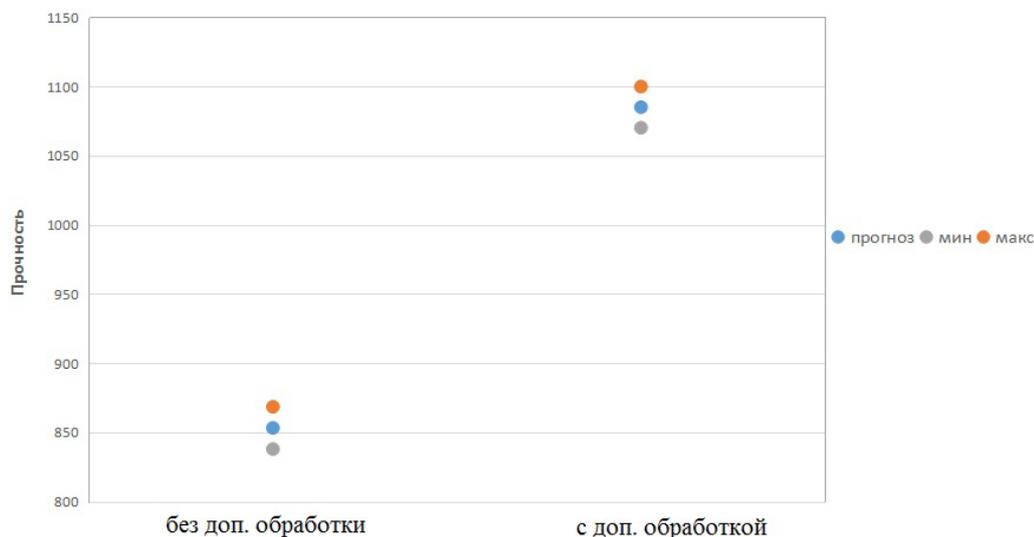
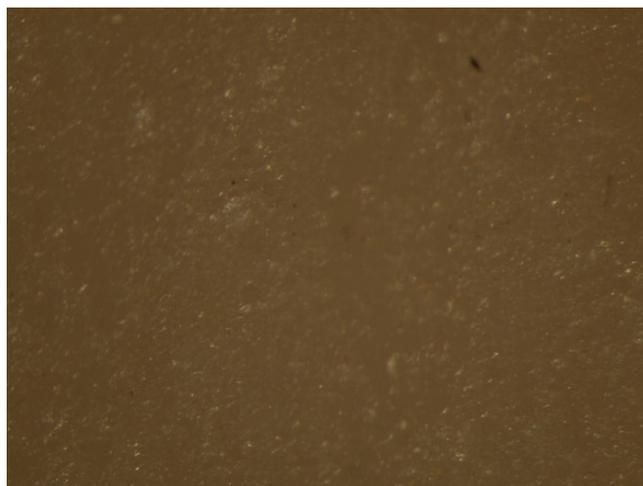


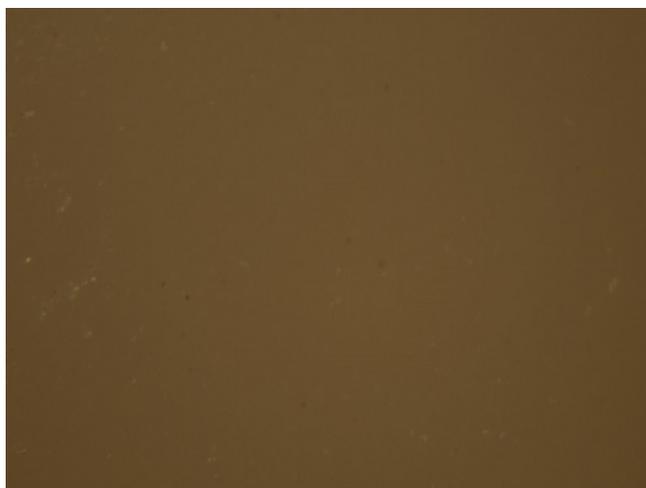
Рисунок 37. Доверительные интервалы прочности для диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия.

Для количественных показателей также был проведен корреляционный анализ отдельно для всех материалов по критерию наличия и отсутствия дополнительной обработки. Результаты показали, что между показателями максимальная нагрузка и прочность при отсутствии дополнительной обработки наибольшая положительная корреляция наблюдается для стеклокерамики на основе дисиликата лития, а при наличии дополнительной обработки – для стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония.

Для того, чтобы выявить причину увеличения прочности материалов было проведено микроскопическое исследование образцов керамических материалов до и после их дополнительной обработки, включающей тщательную полировку, пескоструйную обработку и выдерживание образцов в девятипроцентной плавиковой кислоте в течение минуты, с помощью стереоскопического микроскопа при 60-кратном увеличении (рисунок 38).



А



Б

Рисунок 38. Микроскопические препараты керамических материалов.

А. Поверхность керамического образца до его дополнительной обработки.

Б. Поверхность керамического образца после его дополнительной обработки.

На поверхности образцов, не подвергавшихся дополнительной обработке, были обнаружены мелкие царапины и микротрещины. После обработки образцов их количество резко сократилось. Все керамические материалы обладают высокой твердостью, что является причиной их хрупкого разрушения. Это делает их прочностные свойства зависимыми от наличия микротрещин на поверхности конструкции. Поэтому ключевым моментом в предотвращении будущих поломок является устранение микротрещин на поверхности конструкции, а описанная нами методика обработки материала значительно снижает их количество, увеличивая фактическую прочность конструкции. Таким образом, отличия прочностных свойств образцов, подвергавшихся и не подвергавшихся дополнительной обработке, объясняются тем, что в момент прикладывания нагрузки микротрещины сливаются, образуя более крупные, которые приводят к скорому разрушению материала.

Проведенная статистическая обработка данных показала достаточно высокую достоверность полученных нами показателей предела прочности изучаемых материалов. Однако полученные нами показатели предела прочности стоматологических керамических материалов не могут быть экстраполированы на стоматологические конструкции без дополнительных обоснований, так как они имеют неправильную форму с изгибами, углами, буграми и фиссурами в отличие от испытанных нами образцов, представляющих собой прямоугольные пластины с плоскими поверхностями. Также мы видим, что прочность разных материалов в разной степени зависит от дополнительной обработки. Это говорит о том, что их способность сопротивляться распространению микротрещин отличается. Чтобы объективно оценить это свойство, необходимо проанализировать вязкость разрушения материалов.

### 3.1.2. Результаты исследований вязкости разрушения изучаемых материалов.

Для того, чтобы изучить вязкость разрушения материалов, было отобрано по пятнадцать подготовленных образцов каждого материала размерами 18\*4\*3 мм с V-образными разрезами приемлимого качества. Контроль качества формы полученных V-образных надрезов проводился с помощью стереомикроскопа с пятидесятикратным увеличением. На рисунках 39, 40, 41 представлены микроскопические снимки образцов с удовлетворительным и неудовлетворительным качеством V-образных разрезов. Разрез должен быть максимально острым, соответствовать требуемым размерам (глубина около 1 мм), окончательный надрез должен находиться по центру начального.

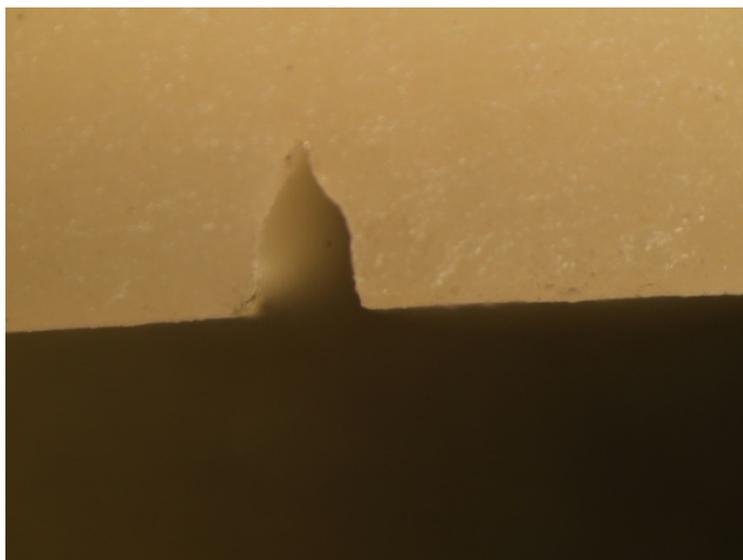


Рисунок 39. Неприемлимый V-образный надрез. Окончательный надрез находится не в середине основного разреза.

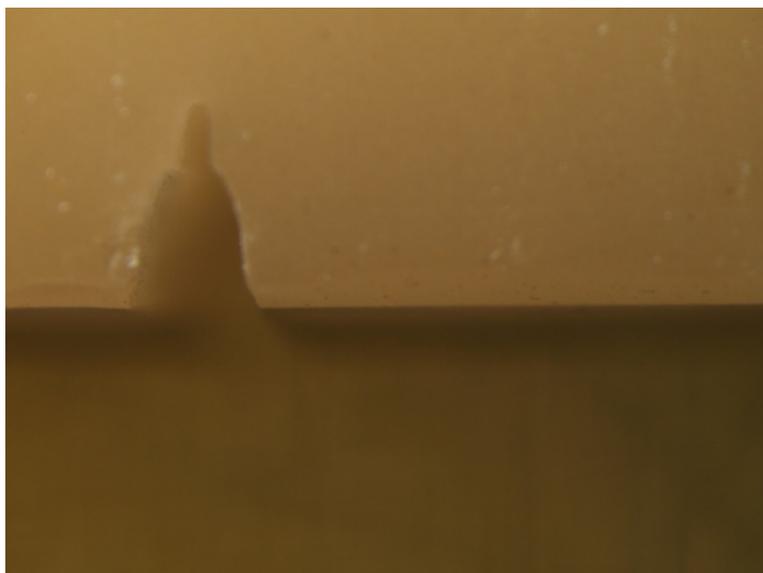


Рисунок 40. Неприемлимый V-образный надрез. Недостаточно острый окончательный надрез.

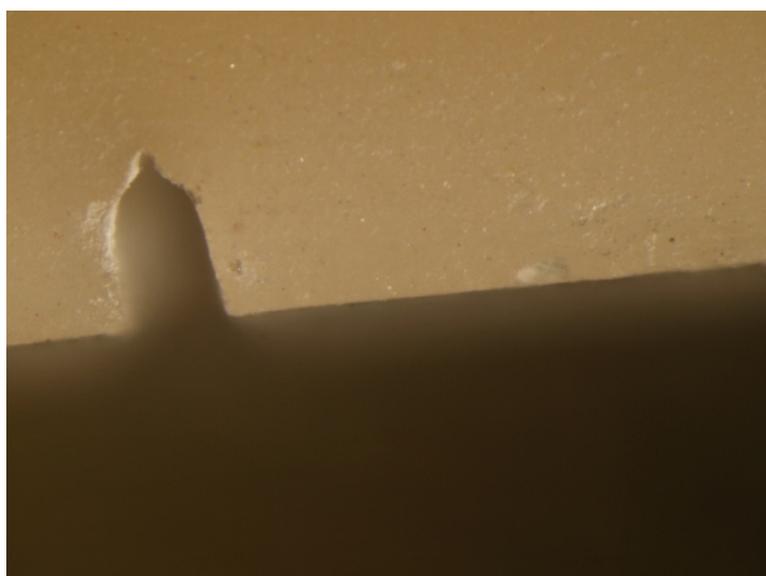


Рисунок 41. Приемлимый V-образный надрез.

Испытание подготовленных балок проводилось по методу трехточечного изгиба при помощи испытательной машины GOTECHAI 7000S. После окончания опыта проверялся факт того, что перелом начинался на дне V-образного выреза. В случаях, когда это было не так, тест считался неверным.

Зарегистрированные в ходе испытания данные представлены на графиках и в таблицах, приведенных в Приложении 5 и 6 соответственно.

Данные проведенного испытания для материалов первой группы приведены в таблице 13.

Таблица 13. Показатели вязкости разрушения керамических материалов первой группы.

Материал	Разрушающая нагрузка образцов, Н	Вязкость разрушения, МПа√м
Полевошпатная керамика	61,1 ± 4,0	1,63 ± 0,03
Гибридная керамика	55,1 ± 2,9	1,48 ± 0,04
Лейцитная стеклокерамика	31,7 ± 2,0	0,85 ± 0,03

Зарегистрированная нагрузка, разрушающая керамические балки, для образцов из полевошпатной керамики варьировала от 55.052 до 67.599 Н, для образцов гибридной керамики – от 51.213 до 62.163 Н, а для пластин из лейцитной стеклокерамики этот интервал составил от 28.883 до 34.564 Н. Полученные данные показывают, что при схожих показателях предела прочности материалов их способность сопротивляться распространению трещин отличается. Значения предела прочности полевошпатной, гибридной керамики и лейцитной стеклокерамики очень близки ( $139,6 \pm 3,6$  МПа,  $146,8 \pm 2,1$  МПа и  $134,5 \pm 3,8$  МПа соответственно). Однако, их трещиностойкость имеет статистически значимые отличия. Уровень статистической значимости был зафиксирован на уровне 0,05. Это свойство тесно связано с прочностью и пластичностью материала и должно быть дополнительным параметром, учитываемым при подборе материала для протезирования. Вязкость разрушения полевошпатной керамики и гибридной керамики имеют приблизительно одинаковый уровень, а лейцитная стеклокерамика наименее устойчива к распространению трещин (рисунок 42).

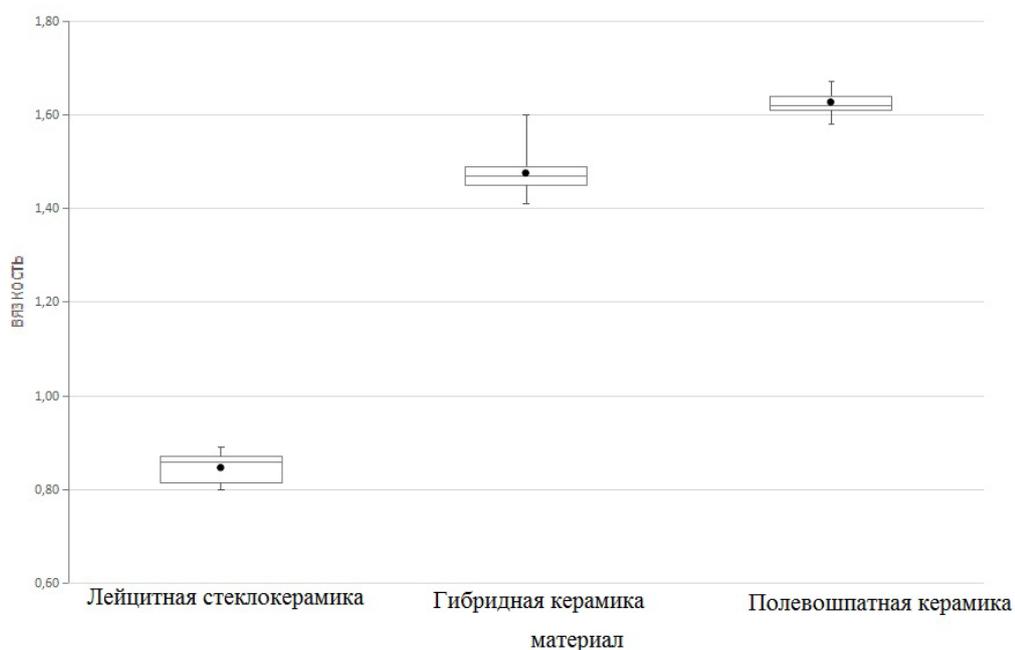


Рисунок 42. Сравнение вязкости разрушения материалов первой группы.

Средние значения данных, полученных в ходе исследования вязкости разрушения материалов второй группы, представлены в таблице 14.

Таблица 14. Показатели вязкости разрушения керамических материалов второй группы.

Материал	Разрушающая нагрузка образцов, Н	Вязкость разрушения, МПа√м
Литийдисиликатная стеклокерамика	97,1 ± 11,7	2,64 ± 0,03
Литийдисиликатная стеклокерамика с добавлением диоксида циркония	64,4 ± 4,3	1,75 ± 0,04
Диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия	191,4 ± 19,0	5,37 ± 0,03

Зарегистрированная нагрузка, разрушающая керамические балки с V-образными вырезами, для образцов из стеклокерамики на основе дисиликата лития варьировала от 83.004 Н до 112.722 Н, стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония – от 55.148 Н до 70.342 Н, диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия – от 170.748 Н до 221.461 Н. Эти данные также более детально продемонстрированы на графиках и в таблицах, приведенных в Приложении 5 и 6 соответственно.

Во второй группе материалов наблюдаются статистически значимые различия по показателям максимальной нагрузки вязкости разрушения. Наибольшие значения соответствует диоксиду циркония, стабилизированному оксидом иттрия, что делает возможность его применения наиболее широкой. Наименьшие значения в представленном исследовании принадлежат стеклокерамике на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония, что весьма ограничивает область ее применения, значительно приближая этот материал к материалам первой группы по уровню прочностных свойств (рисунок 43). Уровень статистической значимости был зафиксирован на уровне выше 0,05.

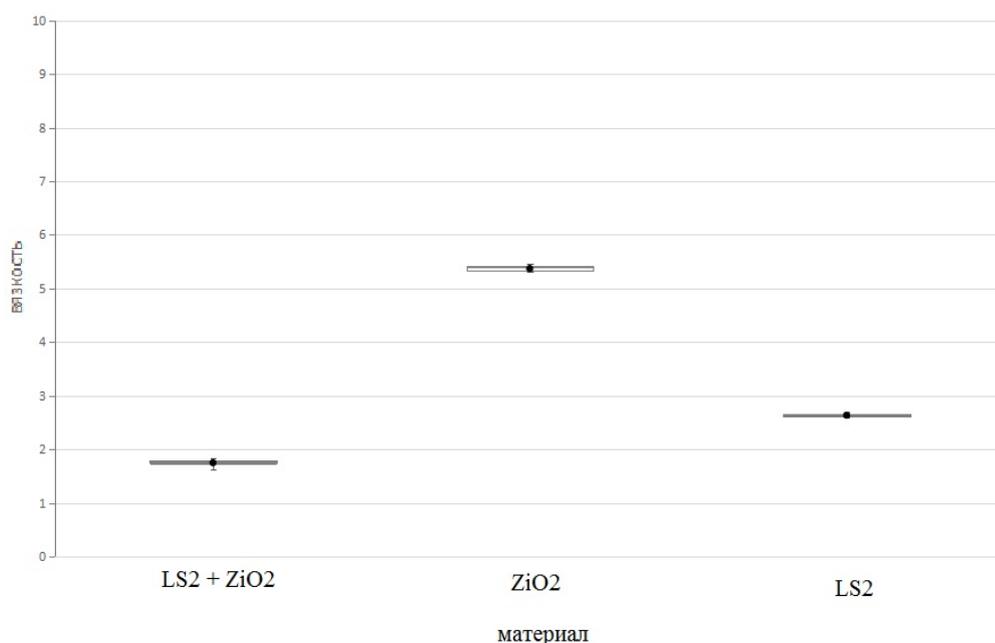


Рисунок 43. Сравнение вязкости разрушения материалов второй группы.

Для количественных показателей был проведен корреляционный анализ отдельно для всех материалов. Результаты показали, что между показателями максимальной нагрузки и вязкости разрушения наибольшая положительная корреляция наблюдается для гибридной керамики и лейцитной стеклокерамики.

Для целевого показателя вязкость разрушения методами регрессионного анализа была построена модель, описывающая его изменения в зависимости от множества входных факторов. В качестве входных факторов использовались количественные показатели толщина, ширина, фиктивные бинарные переменные  $F_{Enamic}$ ,  $F_{vm2}$ ,  $F_{e.max}$ ,  $F_{Suprinity}$ ,  $F_{ic\_uz}$ , отражающие изменения материалов, и  $F_{дополнительная}$  обработка. Была построена гистограмма (рисунок 44).

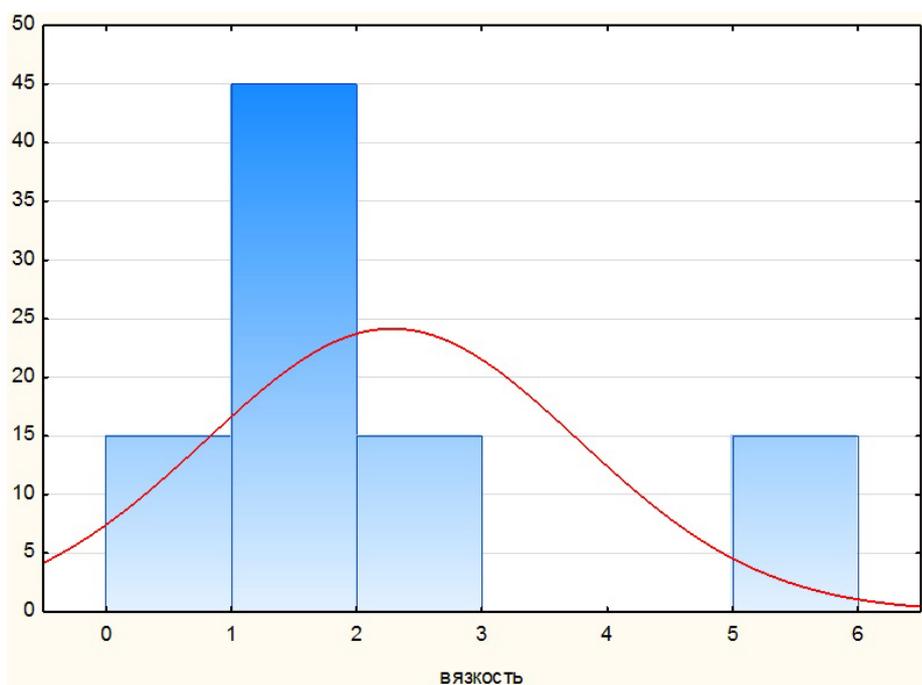


Рисунок 44. Гистограмма, построенная для показателей вязкости разрушения материалов.

По гистограмме видно, что суждение не субъективно. Поэтому для анализа были оставлены все значения.

Показатели, включенные в модель вязкости разрушения, оценки параметров и их Р-значения приведены в таблице 15. Статистически

значимыми показателями оказались ширина, F\_Enamic, F\_vm2, F\_e.max, F\_Suprinity, F\_ic\_yz.

Таблица 15. Результаты регрессионного анализа для вязкости разрушения

Показатель	Коэффициент регрессии	t-статистика Стьюдента	Уровень P
константа	0,4325	2,269	0,0259
толщина	0,0039	0,063	0,9499
ширина	0,1330	2,938	0,0043
F_Enamic	0,6313	52,096	<0,0001
F_vm2	0,7791	64,452	<0,0001
F_e.max	1,7959	146,818	<0,0001
F_Suprinity	0,9022	72,318	<0,0001
F_ic_yz	4,5331	365,100	<0,0001

В среднем, при увеличении ширины на 1 единицу вязкость увеличивается на 0,133.

Для целевых показателей максимальная нагрузка при анализе прочности и вязкости разрушения методами регрессионного анализа были построены модели, которые позволили объяснить более 94% и более 99% изменений отклика, соответственно.

Таким образом, полученные нами данные прочности и вязкости разрушения материалов имеют высокую достоверность и могут быть использованы нами для дальнейшего анализа и разработки практических рекомендаций к использованию керамических материалов. Для этого в качестве объективного критерия оценки изученных параметров материалов была взята классификация стоматологических керамических материалов, представленная в Международном стандарте ISO 6872, разделяющая все керамические материалы на 5 классов (таблица 16).

Таблица 16. Классификация стоматологической керамики по назначению  
клинического использования

Класс	Рекомендуемые клинические показания	Механические свойства	
		Предел прочности при изгибе, МПа	Вязкость разрушения, МПа√м
1	Цельная керамика для одиночных конструкций в передней группе зубов.	50	0,7
2	Цельная керамика для одиночных конструкций в передней или задней группах зубов.	100	1,0
3	Цельная керамика для одиночных конструкций в передней или задней группах зубов и для конструкций протяженностью не более трех единиц в передней группе зубов.	300	2,0
4	Цельная керамика для конструкций протяженностью не более трех единиц в боковой группе зубов.	500	3,5
5	Цельная керамика для конструкций протяженностью четыре или более единиц или облицованных каркасов для конструкций протяженностью четыре или более единиц.	800	5,0

Таким образом, несмотря на то, что предел прочности лейцитной стеклокерамики соответствует второму классу керамических материалов, вязкость разрушения данного материала соответствует только первому классу. Следовательно, данный материал рекомендован к использованию при протезировании зубов во фронтальном отделе одиночными конструкциями (искусственными коронками, вкладками inlay, onlay, винирами). Литийдисиликатная стеклокерамика, армированная цирконием, изначально была отнесена нами ко второй группе материалов (для изготовления мостовидных протезов малой и средней протяженности), но по итогам исследования мы отнесли ее ко второму классу керамических материалов, также как гибридную, полевошпатную керамику. Исходя из этого, данные материалы предназначены для протезирования зубов одиночными конструкциями (искусственными коронками, вкладками, винирами) как во фронтальной, так и в боковых функциональных группах. Литийдисиликатная стеклокерамика IPS E.max CAD отнесена нами к 3 классу керамических материалов и рекомендована нами также для замещения дефектов зубного ряда во фронтальном отделе несъемными конструкциями протяженностью не более трех единиц, а диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия, может быть использован для протезирования дефектов зубных рядов во фронтальной и боковых функциональных группах конструкциями протяженностью от четырех единиц и более.

### **3.2. Результаты клинических исследований.**

Проведенные нами экспериментальные исследования позволили нам прийти к решению такой важной задачи, как целесообразность применения тех или иных керамических материалов в различных клинических ситуациях. Для подтверждения разработанных нами показаний к применению керамических материалов было проведено клиническое исследование пациентов, находившихся на ортопедическом лечении в частном учреждении

«Центр образовательной и клинической стоматологии профессора Брагина» в период с 1.08.2014 по 1.02.2016.

Под наблюдением находилось 208 человек второго периода зрелого возраста. Все пациенты были разделены на две сравнительные группы. В первую группу пациентов было включено 112 человек, во вторую – 96 человек. Пациентам первой группы были зафиксированы одиночные конструкции, такие, как виниры, вкладки, искусственные коронки, изготовленные из керамических материалов первой группы сравнения в соответствии с разработанными рекомендациями к их использованию. Пациентам второй группы были зафиксированы ортопедические конструкции различной протяженности, изготовленные из керамических материалов второй группы сравнения. Протезирование было проведено согласно рекомендациям, разработанным по итогу лабораторных исследований, включающим локализацию и протяженность конструкций, изготавливаемых из конкретных материалов. Коррекция окклюзионных взаимоотношений на этапе протезирования у пациентов проводилась с применением артикуляционной бумаги, а также метода компьютерной окклюзиографии при помощи системы T-Scan в положениях центральной, боковой, передней окклюзии. Данная методика позволяла выявить преждевременные контакты и сформировать сбалансированную окклюзию (рисунок 45).

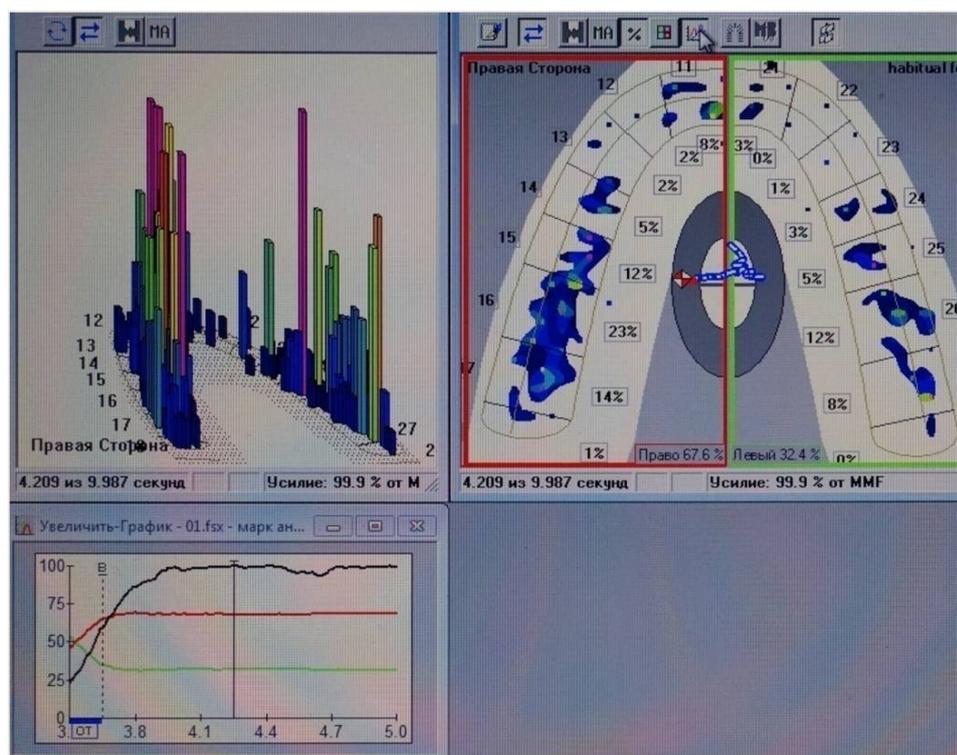


Рисунок 45. Анализ окклюзии при помощи системы T-Scan.

Пациентам первой группы в общей сложности было зафиксировано 229 цельнокерамических одиночных конструкций, в числе которых виниры, вкладки, искусственные коронки, изготовленные из керамических материалов первой группы сравнения. Из них 83 конструктивные единицы были изготовлены из полевошпатной керамики (36,25 %), 71 конструктивная единица – из гибридной керамики (31 %), содержащей полимерную сеть, и 75 единиц – из лейцитной стеклокерамики (32,75 %).

В качестве примера на рисунке 46 представлен пациент, обратившийся в клинику с жалобами на эстетический дефект в области фронтальной группы зубов верхней челюсти в виде трем и диастемы. Ортодонтическое лечение было невозможным из-за микродентии зубов верхней челюсти. Были сняты диагностические оттиски, отлиты модели и проведено моделирование зубов воском на модели (WAX-UP). Силиконовым ключом при помощи композитной пластмассы отмоделированная форма зубов была перенесена в полость рта по методике МОСК-UP. Пациент был удовлетворен внешним видом, после чего было принято решение изготовить керамические виниры

на передние зубы. Проведено препарирование зубов 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3, получены силиконовые оттиски, изготовлены виниры из полевошпатной керамики методом фрезерования. Виниры зафиксированы в полости рта при помощи адгезивной системы фиксации.



А



Б



В



Г

Рисунок 46. Протезирование пациента керамическими винирами.

А – эстетический дефект фронтальных зубов верхней челюсти в виде трем и диастемы;

Б – WAXUP (моделирование зубов воском на модели)

В – МОСК-UP (отмоделированная форма зубов перенесена в полость рта композитной пластмассой);

Г – виниры, зафиксированные в полости рта.

Пациентам второй группы были зафиксированы несъемные конструкции различной протяженности, изготовленные из керамических материалов второй группы сравнения, в количестве 331 конструктивной единицы. Из них 97 конструктивных единиц изготовлены из стеклокерамики на основе дисиликата лития (29,3 %), 103 единицы – из стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония (31,12 %). Также были изготовлены комбинированные конструкции на каркасах из диоксида циркония, облицованные керамикой, составляющие 131 единицу (39,58 %). Полностью анатомические конструкции из диоксида циркония не изготавливались, так как они очень критично воспринимаются многими экспертами по материаловедческим причинам. Прямой контакт диоксида циркония с водой ускоряет процесс старения материала, который сопровождается ухудшением его механических свойств. Кроме того, для обеспечения удовлетворительной эстетики таких монолитных реставраций необходимо повысить прозрачность диоксида циркония, чего можно добиться за счет повышения температуры и длительности обжига. Однако, это приведет к снижению его механической прочности.

На рисунке 47 представлены несколько комбинированных конструкций на основе каркаса из диоксида циркония, облицованные керамикой.



А



Б

Рисунок 47. Несъемные конструкции керамических зубных протезов на основе диоксида циркония во фронтальной (а) и в боковой группе зубов (б)

Нами были рассмотрены различные варианты восстановления зубов с разрушенной коронкой для протезирования конструкциями, изготовленными из изучаемых материалов.

Значительное разрушение коронки зуба, характеризующееся индексом разрушения окклюзионной поверхности зуба более 0,8, является прямым показанием к изготовлению штифтовой культевой вкладки. Восстановление несущей способности зубов путем использования культовых штифтовых вкладок дает возможность эффективно восстанавливать функцию зубочелюстной системы, поскольку такие конструкции наиболее физиологично распределяют нагрузки на опорные ткани (рисунок 48).

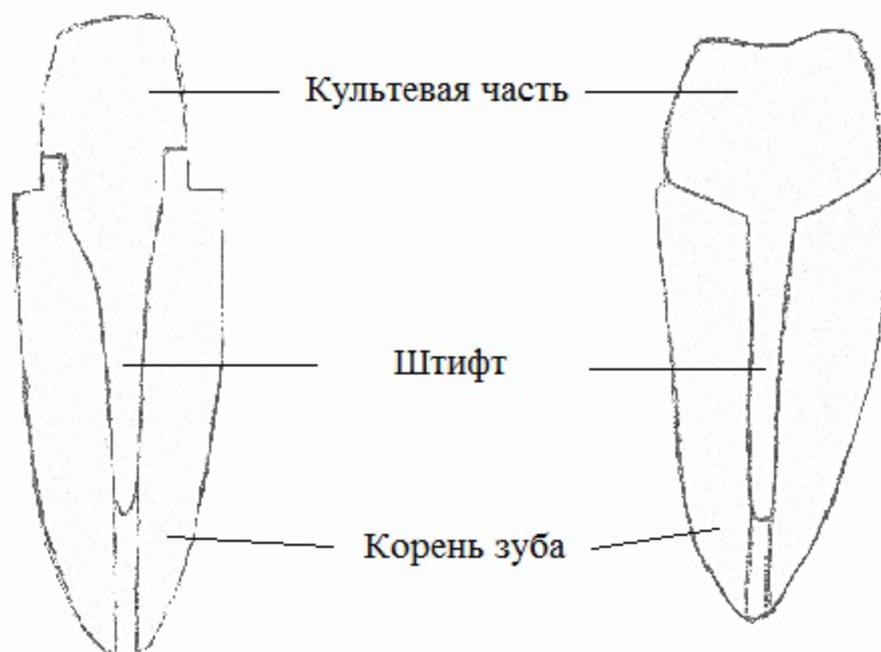


Рисунок 48. Схематичное изображение культевой штифтовой вкладки

При восстановлении дефектов зубов и зубных рядов керамическими конструкциями по эстетическим соображениям штифтовые культевые вкладки не должны изготавливаться из таких металлических сплавов, как кобальт-хром, никель-хром, сплава серебра, а также титана. В отличие от них, культевые штифтовые вкладки из сплавов золота могут применяться при протезировании зубов фронтальной группы цельнокерамическими искусственными коронками, а также комбинированными коронками на безметалловой основе. Хорошим решением является штифтовая культевая вкладка из диоксида циркония, изготовленная методом компьютерного фрезерования. Также большое количество преимуществ имеют конструкции

из прессованной керамики. Это достаточно высокая прочность, эстетика, высокая точность прилегания к твердым тканям зуба. Метод прессования обеспечивает точное воспроизведение всех деталей восковой композиции, даже самые тонкие края, что обеспечивает краевое прилегание с точностью до 20 мкм, что является ее самым большим преимуществом перед фрезерованными конструкциями (рисунки 49, 50).



Рисунок 49. Культевые штифтовые вкладки из диоксида циркония, полученные методом фрезерования (зубы 1.4, 1.5).



Рисунок 50. Культевая штифтовая вкладка из диоксида циркония, полученная методом прессования.

Также был рассмотрен альтернативный вариант восстановления разрушенной коронки зуба, а именно – штифтовая культевая вкладка, сочетающая в себе достоинства металлических и керамических конструкций. По данной методике штифтовая часть конструкции изготавливается из металла, а культевая часть получается методом напрессовывания керамики на металлический штифт. Эта конструкция позволяет рационально воспринимать жевательную нагрузку и равномерно распределять ее на твердые ткани зуба благодаря высокой упругости и вязкости разрушения металла. Культевая часть конструкции имеет высокие эстетические свойства и, что не менее важно, очень точное краевое прилегание (рисунок 51). Также немаловажным аспектом здесь, как и при использовании любых других керамических конструкций, является фиксация коронки к данной конструкции при помощи адгезивной системы фиксации.

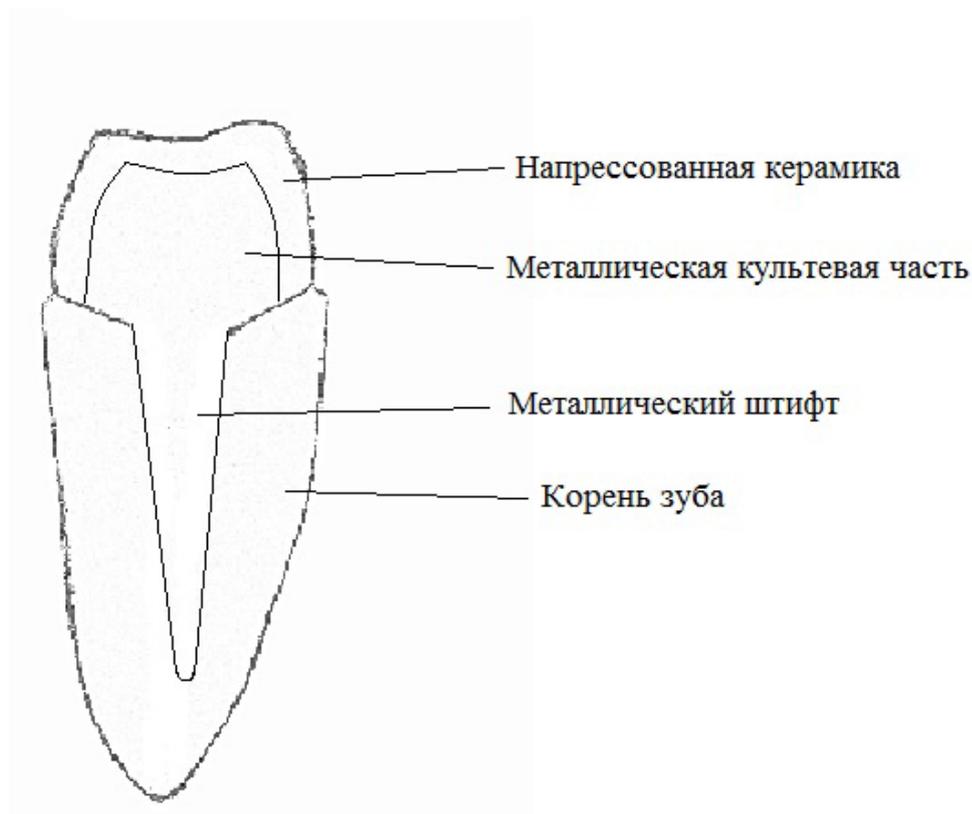


Рисунок 51. Схематическое изображение конструкции с металлическим штифтом и культевой частью из напрессованной керамики.

Данная методика была выбрана для восстановления разрушенных зубов в силу определенных достоинств. Далее представлен клинический случай лечения пациента с использованием данной конструкции.

В клинику обратился пациент, ранее протезированный мостовидным протезом с опорой на клык и второй премоляр на каркасе из диоксида циркония, у которого появилась подвижность. Причиной оказалось разрушение коронки одного из опорных зубов, а именно клыка. При помощи скейлера удалось снять мостовидный протез, не повредив его. Была проведена ревизия корневого канала клыка, корень подготовлен под культевую штифтовую вкладку, после чего были сняты оттиски под вкладку вместе с мостовидным протезом. Затем была изготовлена штифтовая культевая вкладка обратным способом по мостовидному протезу путем напрессовывания керамики на индивидуализированный металлический штифт (рисунки 52, 53, 54). Достоинством этой конструкции является высокая прочность и пластичность металла по сравнению с диоксидом циркония, что улучшает распределение нагрузки, а также прочность самой конструкции. При этом эстетические показатели конструкции позволяют использовать ее даже для восстановления зубов фронтальной группы, как в данной клинической ситуации.



Рисунок 52. Штифтовая культевая вкладка, изготовленная методом напрессовывания керамики на металлический штифт.



Рисунок 53. Вкладка, припасованная на модели.



Рисунок 54. Мостовидный протез, припасованный на модели после восстановления культевой части зуба 1.3.

За исследуемый промежуток времени в первой группе пациентов было зафиксировано 5 случаев поломок керамических реставраций, что составляет  $2,2 \pm 0,9$  %, из которых 2 – поломки конструкций из полевошпатной керамики (0,9 %), 1 – из гибридной керамики (0,4 %), 2 – из лейцитной стеклокерамики (0,9 %).

Во второй группе было зафиксировано 6 случаев поломок цельнокерамических конструкций, что составляет  $1,8 \pm 0,5$  %, из которых 2 – поломки конструкций из стеклокерамики на основе дисиликата лития (0,6 %), 3 – из стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением циркония (0,9 %), 1 – мостовидного протеза на каркасе из диоксида циркония (0,3 %). Также было зафиксировано 5 случаев скола облицовочной керамики комбинированных конструкций на каркасе из диоксида циркония ( $1,5 \pm 0,5$  %). Нами отмечена достаточно высокая надежность керамических конструкций.

### **3.3. Меры профилактики поломок керамических конструкций.**

К сожалению, до сих пор не имеется достоверных сведений о долговечности цельнокерамических конструкций и конструкций на основе диоксида циркония. Это связано с тем, что длительные клинические исследования еще не завершены. Кроме того, такие важные параметры, как минимально допустимое соотношение между толщиной стенок опорных коронок, протяженностью протеза и формой поперечного сечения соединительных элементов, достаточно сложно оценить клинически. Зачастую, при недостатке свободного места или при воздействии повышенных функциональных нагрузок заданные параметры в принципе невозможно реализовать на практике. Предполагается, что при формировании структуры каркасов из керамики на основе диоксида циркония благодаря его прочности можно использовать те же принципы, что и для традиционных металлических каркасов. Однако это мнение ничем не подтверждено, поскольку мы не имеем никаких объективных данных о долговечности и качестве таких реставраций. Кроме того, из-за пониженной стойкости к воздействию растягивающих усилий керамические конструкции практически невозможно обрабатывать, что значительно затрудняет коррекцию их структуры и обеспечение прецизионной точности их фиксации. С этой точки зрения, значительно более вязкие металлические каркасы имеют несомненное преимущество перед жесткими и хрупкими керамическими каркасами, что делает необходимым получение максимально точных оттисков и точное моделирование будущей конструкции.

В полости рта на стоматологические конструкции воздействуют не только сжимающие, но и изгибающие усилия, которые вызывают эластическую деформацию протеза. Это означает, что протез должен быть настолько стабильным, чтобы величина растягивающих усилий, возникающих при его эластической деформации, не превышала предела прочности конструкционных материалов. Превышение этой величины

приводит или к частичному повреждению (трещины или скол керамики), или к полному разрушению (перелом соединительного элемента между промежуточными звеньями) мостовидного протеза.

Форма и площадь поперечного сечения соединительных элементов протяженных конструкций оказывает очень сильное влияние на механическую прочность и стабильность конструкции. В соответствии с широко известным Т-принципом, при одинаковой площади и геометрии поперечного сечения прочность соединительного элемента тем больше, чем он выше. Считается, что площадь поперечного сечения соединительных элементов между искусственными зубами в мостовидном протезе должна быть не менее 16 мм<sup>2</sup> для боковых зубов и 12 мм<sup>2</sup> для передних.

Протяженность конструкции протеза оказывает непосредственное влияние на величину максимального прогиба ее каркаса. Поэтому чем больше длина протеза, тем толще должны быть стенки опорных коронок.

При изготовлении комбинированной конструкции каркас должен сохранять анатомическую форму зубов и представлять собой их уменьшенную копию. Это позволяет наносить облицовочные керамические материалы равномерным слоем, что значительно снижает вероятность образования трещин или сколов.

Большую роль в возникновении микротрещин в конструкции протеза играет концентрация напряжения. При препарировании зубов под коронки необходимо сглаживать все острые углы и кромки. Тот же принцип должен учитываться при формировании каркаса комбинированной конструкции. Необходимо моделировать объемные бугры и фиссуры, потому что, как известно, при одинаковой толщине материала прочность выше при отсутствии вогнутых поверхностей и скатов, выраженности бугров. Стенки коронок должны быть достаточно толстыми. При этом, как уже было сказано выше, толщина стенок должна быть тем больше, чем больше длина протеза.

Механическая прочность керамических материалов играет особенно важную роль, так как эти материалы обладают достаточно низкими

показателями вязкости разрушения, что снижает способность конструкций из данных материалов противодействовать эластическим деформациям и ведет к их хрупкому разрушению при недостаточной прочности материала.

Величина функциональных нагрузок зависит от целого ряда индивидуальных факторов, например, тонуса жевательной мускулатуры, а также от наличия различных функциональных нарушений, в частности, бруксизма. Также должны учитываться общие закономерности распределения функциональных нагрузок. Так, например, в области моляров на реставрации воздействуют значительно более высокие нагрузки, чем в области передних зубов. Также на распределение функциональных нагрузок влияет качество окклюзионных взаимоотношений между конструкцией и антагонистами.

Керамические материалы являются твердыми материалами, поэтому, как было видно в экспериментальных исследованиях, микротрещины приводят к их быстрой поломке. По этой причине при изготовлении цельнофрезерованных конструкций и каркасов важно, чтобы при сепарации толщина конструкций не занижалась, и не было нанесено микроповреждений на поверхность конструкций. По той же причине при припасовке конструкции в клинике необходимо свести обработку материала фрезами к минимуму, а также рекомендовать проводить ее с водяным охлаждением во избежание перегрева материала, что неблагоприятно сказывается на его структурных свойствах. После проведения механической обработки конструкций из диоксида циркония рекомендуется также ее дополнительная синтеризация. При несоблюдении данных правил повышается риск поломок конструкций, что происходит чаще всего по сепарации или в виде скола облицовочной керамики (рисунки 55, 56).



Рисунок 55. Поломка конструкции протеза на основе диоксида циркония.



Рисунок 56. Скол облицовочной керамики на каркасе из диоксида циркония.

Таким образом, после тщательного анализа причин осложнений ортопедического лечения пациентов несъемными керамическими конструкциями в виде поломок конструкций, было выделено три вида

переломов (сколов) керамических конструкций: адгезивные, когезивные и комбинированные.

Адгезивные сколы возникают из-за недостаточной адгезии керамической конструкции к зубу. Под воздействием жевательных нагрузок конструкция разрушается в области с наименьшей адгезией. Подобные переломы наблюдались, в основном, у пациентов первой группы, то есть при протезировании пациентов одиночными цельнокерамическими реставрациями. Во избежание подобных сколов, мы рекомендуем большое внимание уделять процедуре фиксации реставраций на композитный цемент, важными аспектами которой являются обработка керамической поверхности плавиковой кислотой, ее силанизация, обработка поверхности зуба фосфорной кислотой. Также при препарировании до дентина рекомендуется проводить непосредственную гибридизацию поверхности зуба перед снятием оттисков в целях депротеинизации дентина, что увеличивает эффективность бондингового агента, а также улучшает точность прилегания конструкции.

Когезивные сколы возникают при травмах керамических конструкций, а также при наличии концентраторов напряжения. Данные осложнения наблюдались во второй группе пациентов, чаще всего – у пациентов с зафиксированными конструкциями на каркасах из диоксида циркония, облицованными керамикой (скол облицовки). Во избежание подобных осложнений мы рекомендуем при препарировании зуба формировать гладкие поверхности без острых углов, создавать фальц, а также создавать более толстый слой керамического материала в участках повышенного напряжения, а именно в области контактов с зубами-антагонистами (окклюзионная поверхность зубов боковой функциональной группы, режущая поверхность зубов передней функциональной группы). Также, для снижения риска когезивного скола облицовочной керамики необходимо моделировать оптимальную анатомическую структуру каркасов, тщательно

соблюдать технологию механической обработки диоксида циркония и выбирать оптимальные режимы обжига облицовочной керамики.

Хрупкий керамический материал всегда имеет поверхностные микротрещины, которые в условиях постоянных нагрузок могут увеличиваться и приводить к разрушению конструкции. Для снижения количества микротрещин, являющихся основной причиной переломов керамических конструкций, возможно тщательное полирование всех поверхностей конструкции. Той же цели служит глазурирование керамических реставраций, которое также предотвращает стирание зубов-антагонистов. Одним из основных аспектов, дающим нам возможность изготавливать ортопедические конструкции из достаточно хрупких керамических материалов, все же является обязательное применение адгезивных технологий. Обработка поверхности керамических материалов плавиковой кислотой помимо всего вышеперечисленного уменьшает микротрещины. Кроме того, после пропитывания поверхности керамики композитным материалом, который обладает большей упругостью и меньшей хрупкостью, чем керамика, трещиностойкость конструкции повышается.

Однако, несмотря на все вышеперечисленное, существует также проблема усталостной прочности керамических материалов, их устойчивости во влажной среде полости рта, преодоление усадки и ряд вопросов, связанных с техникой изготовления реставраций.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Потребность в современных керамических материалах для людей зрелого возраста ежегодно увеличивается на 15-20% [106]. Также возрастают ожидания пациентов улучшения качества стоматологического протезирования, связанного, в первую очередь, с эстетикой [23, 108, 123]. Указанные тенденции обусловили резкий скачок в развитии стоматологического материаловедения. Это привело к необходимости объективной оценки возрастающего количества керамических материалов [20, 107].

Исследователи выделяют химические, физические, механические, эстетические, технические, биологические свойства керамических материалов, каждое из которых может оказывать влияние на выживаемость реставраций и благоприятный исход лечения пациента, однако, особое внимание уделяется механическим свойствам керамических материалов. Все конструкционные материалы, которые используются при протезировании зубов, должны обладать определенными механическими свойствами, которые отражают их сопротивляемость внешнему воздействию и определяют область применения при протезировании дефектов твердых тканей зубов и зубных рядов. Основным критерием оценки керамического материала зачастую является предел прочности – максимальное напряжение, которое выдерживает материал, не разрушаясь [56, 66]. Однако исследователи отмечают, что выбор материала не может быть корректным при учете только лишь максимальной прочности на изгиб. Это связано с тем, что стоматологические керамические реставрации подвергаются не однократной статической нагрузке, а многократной динамической нагрузке продолжительностью в несколько миллионов циклов. Под воздействием динамической нагрузки фактическая прочность, согласно результатам исследований, может снижаться примерно до половины измеренной величины [83]. Для дополнительной оценки стоматологической керамики

применяется тест на вязкость разрушения или трещиностойкость – свойство, отражающее способность материала сопротивляться распространению трещины [142].

В настоящее время не все свойства керамических конструкционных материалов, используемых для изготовления зубных протезов, изучены в полном объёме. Это приводит к нерациональному их применению и, как следствие, к поломкам и сколам керамических ортопедических конструкций. В научной литературе отсутствуют отдаленные результаты их клинического применения, подтверждающие возможности применения данных материалов при различных клинических ситуациях. Все это и определило цель данного научного исследования – повышение эффективности протетического лечения пациентов за счет обоснования выбора современных керамических материалов.

В данной работе были проведены лабораторные и клинические исследования. Изучалось шесть видов керамических материалов, разделенных на 2 сравнительные группы по рекомендациям к их применению: первая – материалы, используемые для изготовления одиночных керамических конструкций (полевошпатная керамика, гибридная керамика, лейцитная стеклокерамика), вторая – материалы, применяемые при изготовлении более протяженных конструкций зубных протезов (литийдисиликатная стеклокерамика; литийдисиликатная стеклокерамика, армированная цирконием; диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия).

Лабораторное исследование включало изучение основных механических свойств, характеризующих прочность керамических материалов: предел прочности при изгибе по трехточечной методике и вязкость разрушения. Экспериментальному исследованию на предел прочности были подвергнуты 46 подготовленных образцов каждого материала, включающих 31 образец, подвергшийся дополнительной

обработке (полировка силиконовыми головками, пескоструйная обработка и выдерживание в 9-процентной плавиковой кислоте в течение одной минуты) и 15 образцов, не подвергавшихся данной обработке, для определения влияния дополнительной обработки на прочность материала.

При изучении предела прочности материалов первой группы было замечено, что прочность данных материалов после их дополнительной обработки стала на порядок выше. Прочность полевошпатной керамики возросла с  $118,0 \pm 2,9$  МПа до  $139,6 \pm 3,6$  МПа (на  $18,3 \pm 3,6$  %), гибридной керамики – с  $117,4 \pm 2,5$  МПа до  $146,8 \pm 2,1$  МПа (на  $25,0 \pm 4,0$  %), лейцитной стеклокерамики – с  $113,8 \pm 2,4$  МПа до  $134,5 \pm 3,8$  МПа (на  $18,2 \pm 3,6$  %). Результаты показали отсутствие статистически значимых отличий предела прочности внутри группы. Наивысший показатель предела прочности принадлежит гибридной керамике, содержащей полимерную сеть, незначительно ниже данный показатель у полевошпатной керамики и лейцитной стеклокерамики. Данные величины для полевошпатной и гибридной керамики приближены к данным производителей, которые заявлены на уровне  $154 \pm 15$  МПа и 150 МПа соответственно. Прочность лейцитной стеклокерамики несколько ниже показателей, представленных производителями (160 МПа).

Прочность материалов второй группы после их дополнительной обработки также возросла. Предел прочности литийдисиликатной стеклокерамики повысился после дополнительной обработки с  $297,2 \pm 3,8$  МПа до  $358,3 \pm 4,5$  МПа (на  $20,6 \pm 2,4$  %), прочность литийдисиликатной стеклокерамики с добавлением циркония – с  $227,4 \pm 3,7$  МПа до  $267,3 \pm 7,5$  МПа (на  $17,6 \pm 2,5$  %), прочность диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия – с  $852,9 \pm 3,7$  МПа до  $1081,2 \pm 7,4$  МПа (на  $26,8 \pm 1,5$  %). При исследовании предела прочности материалов второй группы наблюдались статистически значимые различия между данными показателями внутри группы. Наибольшие показатели предела прочности

зафиксированы у диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия, относительно высокий показатель предела прочности – у стеклокерамики на основе дисиликата лития. Дисиликатлитиевая керамика с добавлением циркония, изначально отнесенная ко второй группе материалов, то есть рекомендованных для изготовления ортопедических конструкций различной протяженности, имеет предел прочности намного ниже других материалов данной группы, что говорит о необходимости ограничить использование этого материала. Прочность диоксида циркония и стеклокерамики на основе дисиликата лития соответствует заявленным производителями (900 МПа и 360 МПа соответственно). Прочность стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония значительно меньше заявленного производителями (420 МПа) и гораздо ближе к материалам первой группы.

Наиболее чувствительной к полировке и обработке плавиковой кислотой в первой группе материалов оказалась гибридная керамика, содержащая полимерную сеть. Это обусловлено ее химическим строением. Наличие полимерной сети позволяет хорошо отполировать поверхность материала, а также полимерная композитная сеть сильнее подвергается воздействию плавиковой кислоты. Все это снижает количество микротрещин на поверхности материала. Эти данные демонстрируют зависимость прочности исследованных керамических материалов от проведенной дополнительной обработки, а, следовательно, от наличия микротрещин на поверхности материала. Это наглядно показывает разницу в способности материалов сопротивляться разрушению. Во второй группе материалов наибольшая чувствительность к дополнительной обработке была отмечена у диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия. Это обусловлено способностью трансформации тетрагональной фазы диоксида циркония в моноклинную, увеличивающую локальную прочность, что стабилизирует микротрещины, замедляя их рост. Полировка и протравливание поверхности

материала плавиковой кислотой уменьшает количество стабилизированных микротрещин, не давая им распространяться дальше.

При проведении микроскопического исследования на поверхности образцов, не подвергавшихся дополнительной обработке, включающей полировку, пескоструйную обработку и выдерживание в девятипроцентном растворе плавиковой кислоты в течение одной минуты, были обнаружены мелкие царапины и микротрещины. После обработки образцов их количество резко сократилось. Все керамические материалы обладают высокой твердостью, что является причиной их хрупкого разрушения. Это делает их прочностные свойства зависимыми от наличия микротрещин на поверхности конструкции. Поэтому ключевым моментом в предотвращении будущих поломок является устранение микротрещин на поверхности конструкции, а описанная нами методика обработки материала значительно снижает их количество, увеличивая фактическую прочность конструкции. Таким образом, отличия прочностных свойств образцов, подвергавшихся и не подвергавшихся дополнительной обработке, объясняются тем, что в момент прикладывания нагрузки микротрещины сливаются, образуя более крупные, которые приводят к скорому разрушению материала.

Полученные нами показатели предела прочности стоматологических керамических материалов не могут быть экстраполированы на стоматологические конструкции без дополнительных обоснований, так как они имеют неправильную форму с изгибами, углами, буграми и фиссурами в отличие от испытанных нами образцов, представляющих собой прямоугольные пластины с плоскими поверхностями. Также мы видим, что прочность разных материалов в разной степени зависит от дополнительной обработки. Это говорит о том, что их способность сопротивляться распространению микротрещин отличается. Чтобы объективно оценить это свойство, необходимо проанализировать вязкость разрушения материалов.

Вязкость разрушения материалов была определена в ходе экспериментального исследования, которому подверглось по 15 подготовленных образцов с V-образными вырезами.

Полученные данные показывают, что при схожих показателях предела прочности материалов их способность сопротивляться распространению трещин отличается. Значения предела прочности полевошпатной, гибридной керамики и лейцитной стеклокерамики очень близки ( $139,6 \pm 3,6$  МПа,  $146,8 \pm 2,1$  МПа и  $134,5 \pm 3,8$  МПа соответственно). Однако их трещиностойкость имеет статистически значимые отличия ( $1,63 \pm 0,03$  МПа $\sqrt{м}$ ,  $1,48 \pm 0,04$  МПа $\sqrt{м}$  и  $0,85 \pm 0,03$  МПа $\sqrt{м}$  соответственно). Вязкость разрушения полевошпатной керамики и гибридной керамики имеют приблизительно одинаковый уровень, а лейцитная стеклокерамика наименее устойчива к распространению трещин.

Во второй группе материалов также наблюдаются статистически значимые различия вязкости разрушения. Наибольшие значения соответствует диоксиду циркония, стабилизированному оксидом иттрия ( $5,37 \pm 0,03$  МПа $\sqrt{м}$ ), что делает возможность его применения наиболее широкой. Средние значения принадлежат литийдисиликатной стеклокерамике ( $2,64 \pm 0,03$  МПа $\sqrt{м}$ ). Наименьшие значения в представленном исследовании принадлежат стеклокерамике на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония ( $1,75 \pm 0,04$  МПа $\sqrt{м}$ ), что весьма ограничивает область ее применения, значительно приближая этот материал к материалам первой группы по уровню прочностных свойств.

Полученные нами данные предела прочности и вязкости разрушения материалов могут быть использованы для дальнейшего анализа и разработки практических рекомендаций к использованию керамических материалов. Для этого в качестве объективного критерия оценки изученных параметров материалов была взята классификация стоматологических керамических

материалов, представленная в Международном стандарте ISO 6872, разделяющая все керамические материалы на 5 классов.

Несмотря на то, что предел прочности лейцитной стеклокерамики соответствует требованиям, предъявляемым к второму классу керамических материалов (материалы для изготовления одиночных конструкций в передней и боковой функциональных группах), вязкость разрушения данного материала соответствует только лишь первому классу (материалы для изготовления одиночных конструкций в передней функциональной группе). Следовательно, данный материал может быть использован лишь при протезировании зубов во фронтальном отделе одиночными конструкциями (искусственными коронками, вкладками inlay, onlay, винирами). Литийдисиликатная стеклокерамика, армированная цирконием, изначально была отнесена нами ко второй сравнительной группе материалов (для изготовления мостовидных протезов малой и средней протяженности), но, исходя из результатов лабораторных исследований, мы отнесли ее ко второму классу керамических материалов упомянутой выше классификации, также как гибридную, полевошпатную керамику. Исходя из этого, данные материалы предназначены для протезирования зубов одиночными конструкциями (искусственными коронками, вкладками, винирами) как во фронтальной, так и в боковых функциональных группах. Литийдисиликатная стеклокерамика отнесена нами к 3 классу керамических материалов и рекомендована нами также для замещения дефектов зубного ряда во фронтальном отделе несъемными конструкциями протяженностью не более трех единиц, а диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия, относящийся к 5 классу, может быть использован для протезирования дефектов зубных рядов во фронтальной и боковых функциональных группах конструкциями протяженностью от четырех единиц и более.

Для подтверждения разработанных нами рекомендаций к применению керамических материалов было проведено клиническое исследование

пациентов, находившихся на ортопедическом лечении в период с 1.08.2014 по 1.02.2016.

Под наблюдением находилось 208 человек второго периода зрелого возраста. Все пациенты были разделены на две сравнительные группы. В первую группу пациентов было включено 112 человек, во вторую – 96 человек. Пациентам первой группы были зафиксированы одиночные конструкции, такие, как виниры, вкладки, искусственные коронки, изготовленные из керамических материалов первой группы сравнения. Пациентам второй группы были зафиксированы мостовидные протезы различной протяженности, изготовленные из керамических материалов второй группы сравнения. Протезирование было проведено согласно рекомендациям, разработанным по итогу лабораторных исследований, включающим локализацию и протяженность конструкций, изготавливаемых из изучаемых материалов.

Пациентам первой группы в общей сложности было зафиксировано 229 цельнокерамических одиночных конструкций, в числе которых виниры, вкладки, искусственные коронки, изготовленные из керамических материалов первой группы сравнения. Из них 83 конструктивные единицы были изготовлены из полевошпатной керамики (36,25 %), 71 конструктивная единица – из гибридной керамики (31 %), содержащей полимерную сеть, и 75 единиц – из лейцитной стеклокерамики (32,75 %).

Пациентам второй группы были зафиксированы несъемные конструкции различной протяженности, изготовленные из керамических материалов второй группы сравнения, в количестве 331 конструктивной единицы. Из них 97 конструктивных единиц изготовлены из стеклокерамики на основе дисиликата лития (29,3 %), 103 единицы – из стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония (31,12 %). Также были изготовлены комбинированные конструкции на каркасах из диоксида циркония, облицованные керамикой, составляющие 131 единицу (39,58 %).

Полностью анатомические конструкции из диоксида циркония не изготавливались, так как они очень критично воспринимаются многими экспертами по материаловедческим причинам. Прямой контакт диоксида циркония с водой ускоряет процесс старения материала, который сопровождается ухудшением его механических свойств. Кроме того, для обеспечения удовлетворительной эстетики таких монолитных реставраций необходимо повысить прозрачность диоксида циркония, чего можно добиться за счет повышения температуры и длительности обжига. Однако это приведет к снижению его механической прочности.

Коррекция окклюзионных взаимоотношений на этапе протезирования у пациентов проводилась с использованием артикуляционной бумаги, а также метода компьютерной окклюзиографии при помощи системы T-Scan. Данная методика позволяла выявить супраконтакты, чтобы сформировать сбалансированную окклюзию.

Нами были рассмотрены различные варианты восстановления зубов с разрушенной коронкой для протезирования конструкциями, изготовленными из изучаемых материалов. Оптимальным решением было восстановление разрушенных зубов комбинированными штифтовыми культевыми вкладками, штифтовая часть которых изготавливается из металла, а культевая часть - методом напрессовывания керамики на металлический штифт. Данная конструкция сочетает в себе достоинства металлических и керамических конструкций. Она позволяет рационально воспринимать жевательную нагрузку и равномерно распределять ее на твердые ткани зуба благодаря высокой упругости и вязкости разрушения металла. Культевая часть конструкции имеет высокие эстетические свойства и, что не менее важно, очень точное краевое прилегание.

За исследуемый промежуток времени в первой группе пациентов было зафиксировано 5 случаев поломок керамических реставраций, что составляет  $2,2 \pm 0,9$  %, из которых 2 – поломки конструкций из полевошпатной

керамики (0,9 %), 1 – из гибридной керамики (0,4 %), 2 – из лейцитной стеклокерамики (0,9 %).

Во второй группе было зафиксировано 6 случаев поломок цельнокерамических конструкций, что составляет  $1,8 \pm 0,5$  %, из которых 2 – поломки конструкций из стеклокерамики на основе дисиликата лития (0,6 %), 3 – из стеклокерамики на основе дисиликата лития с добавлением циркония (0,9 %), 1 – мостовидного протеза на каркасе из диоксида циркония (0,3 %). Также было зафиксировано 5 случаев скола облицовочной керамики комбинированных конструкций на каркасе из диоксида циркония ( $1,5 \pm 0,5$  %). Нами отмечена достаточно высокая надежность керамических конструкций.

После анализа причин осложнений ортопедического лечения пациентов несъемными керамическими конструкциями в виде поломок конструкций, были выделены следующие виды переломов (сколов) керамических конструкций: адгезивные и когезивные.

Адгезивные сколы возникают из-за недостаточной адгезии керамической конструкции к зубу. Под воздействием жевательных нагрузок конструкция разрушается в области с наименьшей адгезией. Подобные переломы наблюдались, в основном, у пациентов первой группы, то есть при протезировании пациентов одиночными цельнокерамическими реставрациями. Во избежание подобных сколов, мы рекомендуем большое внимание уделять процедуре фиксации реставраций на композитный цемент, важными аспектами которой являются обработка керамической поверхности плавиковой кислотой, ее силанизация, обработка поверхности зуба фосфорной кислотой. Также при препарировании до дентина рекомендуется проводить непосредственную гибридизацию дентина в целях его депротеинизации, что увеличивает эффективность бондингового агента и качество краевого прилегания конструкций.

Когезивные сколы возникают при травмах керамических конструкций, а также при наличии концентраторов напряжения. Данные осложнения наблюдались во второй группе пациентов, чаще всего – у пациентов с зафиксированными конструкциями на каркасах из диоксида циркония, облицованными керамикой (скол облицовки). Во избежание подобных осложнений мы рекомендуем при препарировании зуба формировать гладкие поверхности без острых углов, создавать фальц, а также при моделировании конструкции создавать более толстый слой керамического материала в участках повышенного напряжения, а именно в области контактов с зубами-антагонистами (окклюзионная поверхность зубов боковой функциональной группы, режущая поверхность зубов передней функциональной группы). Также, для снижения риска когезивного скола облицовочной керамики необходимо моделировать оптимальную анатомическую структуру каркасов, тщательно соблюдать технологию механической обработки диоксида циркония и выбирать оптимальные режимы обжига облицовочной керамики.

В полости рта на стоматологические конструкции воздействуют не только сжимающие, но и изгибающие усилия, которые вызывают эластическую деформацию протеза. Керамические материалы обладают относительно низкими показателями вязкости разрушения, что снижает способность конструкций из данных материалов противодействовать эластическим деформациям и ведет к их хрупкому разрушению при недостаточной прочности материала. Поэтому механическая прочность керамических материалов играет особенно важную роль, так как величина растягивающих усилий, возникающих при эластической деформации протеза, не должна превышать предела прочности конструкционных материалов.

К тому же, хрупкий керамический материал всегда имеет поверхностные микротрещины, которые, как показали экспериментальные исследования, в условиях постоянных нагрузок ускоряют разрушение конструкции. Самую большую роль в возникновении микротрещин в

конструкции протеза играет наличие концентраторов напряжения (острые углы и кромки культей зубов, а также каркасов комбинированных конструкций). Рекомендуется формировать окклюзионные поверхности конструкций без вогнутых поверхностей, потому что, как известно, при одинаковой толщине материала подобные участки имеет меньшую прочность. При изготовлении цельнофрезерованных конструкций и каркасов важно, чтобы при сепарации толщина конструкций не занижалась, и не было нанесено микроповреждений на поверхность конструкций. При припасовке конструкции в клинике рекомендуется свести обработку материала фрезами к минимуму, а также проводить ее с водяным охлаждением во избежание перегрева материала, что неблагоприятно сказывается на его структурных свойствах и снижает его прочность. Поэтому после проведения механической обработки каркасов из диоксида циркония рекомендована их дополнительная синтеризация.

Для снижения количества микротрещин, являющихся основной причиной когезивных переломов керамических конструкций, возможно тщательное полирование и пескоструйная обработка конструкции. Также очень важным моментом при протезировании пациентов конструкциями из керамических материалов является обязательное применение адгезивных технологий. Обработка поверхности керамических материалов плавиковой кислотой уменьшает микротрещины, а пропитывание поверхности керамики композитным материалом, обладающим большей упругостью и меньшей хрупкостью, чем керамика, трещиностойкость конструкции повышается.

Также на прочность конструкции влияют форма и площадь поперечного сечения соединительных элементов, протяженность конструкции протеза, форма каркасов комбинированных конструкций (каркас должен сохранять анатомическую форму зубов). Кроме того, необходимо учитывать величину функциональных нагрузок, которая, помимо физиологических закономерностей, зависит от тонуса жевательной мускулатуры и наличия различных функциональных нарушений, в

частности, бруксизма. На распределение функциональных нагрузок влияет качество окклюзионных взаимоотношений между конструкцией и антагонистами, которые необходимо тщательно корректировать при проведении окклюдзиографии.

## ВЫВОДЫ.

1. Методика экспериментального исследования предела прочности и вязкости разрушения керамических материалов, отвечающая Международному стандарту ISO 6872, на трехточечный изгиб включала: разработку испытательного стенда, специального крепления для стандартных керамических блоков, заготовку экспериментальных керамических образцов, проведение самого экспериментального исследования.

2. В ходе экспериментальных исследований показателей предела прочности и вязкости разрушения исследуемых керамических материалов получены следующие данные: для первой исследуемой группы (полевошпатная керамика, гибридная керамика, лейцитная стеклокерамика) —  $139,6 \pm 3,6$  МПа,  $146,8 \pm 2,1$  МПа и  $134,5 \pm 3,8$  МПа соответственно. Вязкость их разрушения находится на разном уровне, а именно  $1,63 \pm 0,03$  МПа $\sqrt{м}$ ,  $1,48 \pm 0,04$  МПа $\sqrt{м}$  и  $0,85 \pm 0,03$  МПа $\sqrt{м}$  соответственно (при  $p < 0,05$ ). Во второй группе исследуемых материалов наблюдались следующие показатели предела прочности и вязкости разрушения: наивысшие — у диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия ( $1081,2 \pm 7,4$  МПа и  $5,37 \pm 0,03$  МПа $\sqrt{м}$ ); стеклокерамика на основе дисиликата лития (предел прочности –  $358,3 \pm 4,5$  МПа, вязкость разрушения –  $2,64 \pm 0,03$  МПа $\sqrt{м}$ ); стеклокерамика на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония ( $267,3 \pm 7,5$  МПа,  $1,75 \pm 0,04$  МПа $\sqrt{м}$ ) (при  $p \geq 0,05$ ).

3. На поверхности керамических образцов при микроскопическом исследовании обнаруживаются микротрещины и царапины, которые при действии высоких нагрузок сливаются в более крупные и ускоряют поломку образцов. Полировка, пескоструйная обработка, обработка плавиковой кислотой уменьшали количество микротрещин на поверхности. Прочность полевошпатной керамики увеличилась на  $18,3 \pm 3,6$  %, гибридной керамики – на  $25,0 \pm 4,0$  %, лейцитной стеклокерамики – на  $18,2 \pm 3,6$  %, стеклокерамики на основе дисиликата лития – на  $20,6 \pm 2,4$  %, стеклокерамики на основе

дисиликата лития с добавлением диоксида циркония – на  $17,6 \pm 2,5$  %, диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия – на  $26,8 \pm 1,5$  %. Наиболее восприимчивым к полировке оказался диоксид циркония.

4. По результатам клинических наблюдений в первой группе пациентов были выявлены поломки керамических реставраций в  $2,2 \pm 0,9$  % случаев. Во второй группе были зафиксированы поломки цельнокерамических конструкций и сколы облицовочной керамики в  $1,8 \pm 0,5$  % и  $1,5 \pm 0,5$  % случаев соответственно. Нами отмечена достаточно высокая надежность зафиксированных керамических конструкций.

5. Все исследуемые материалы были классифицированы по их назначению в зависимости от их механических свойств. Основным параметром являлся предел прочности. Дополнительным параметром выбрана вязкость разрушения, которая показывает способность ортопедической конструкции сопротивляться распространению трещин и предсказать ее долговечность в условиях полости рта. На основе этой классификации разработаны практические рекомендации по применению изученных материалов.

## ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Полученные данные о прочностных свойствах керамических материалов позволили дать рекомендации по их использованию в повседневной практике врача-стоматолога. Лейцитная стеклокерамика рекомендуется нами для изготовления одиночных конструкций в пределах одного зуба во фронтальной группе. Стеклокерамика на основе дисиликата лития с добавлением диоксида циркония по показателям механической прочности приближена к гибридной и полевошпатной керамике. Эти материалы рекомендуются нами для изготовления искусственных коронок и микропротезов протяженностью не более одного зуба во фронтальной и боковой группах зубов. Стеклокерамика на основе дисиликата лития рекомендуется также для изготовления несъемных конструкций во фронтальном отделе зубного ряда протяженностью не более 3 единиц. Диоксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия, является материалом выбора при изготовлении более протяженных несъемных конструкций во фронтальном и боковых отделах зубного ряда как каркасный материал.

2. Рекомендовано для повышения прочности керамической конструкции проведение тщательной ее полировки, пескоструйной обработки внутренней ее поверхности.

3. Во избежание адгезивных сколов конструкций рекомендовано использование адгезивной системы фиксации, важными аспектами которой являются обработка керамической поверхности плавиковой кислотой, ее силанизация, обработка поверхности зуба фосфорной кислотой. При глубоком препарировании зубов рекомендуется проводить непосредственную гибридизацию дентина в целях его депротеинизации, что увеличивает эффективность бондингового агента.

4. Во избежание когезивных сколов конструкции рекомендовано снижение концентрации напряжения путем сглаживания острых углов поверхностей культей зубов при препарировании, создания фальца, сохранение анатомической формы зубов при моделировании каркасов комбинированных конструкций. Рекомендовано создавать более толстый слой керамического материала в участках повышенного напряжения, а именно в области контактов с зубами-антагонистами (окклюзионная поверхность зубов боковой функциональной группы, режущая поверхность зубов передней функциональной группы). Также, для снижения риска когезивного скола облицовочной керамики рекомендовано свести к минимуму механическую обработку керамических конструкций при припасовке, проводить ее с водяным охлаждением. После проведения механической обработки конструкций из диоксида циркония рекомендована их дополнительная синтеризация.

5. Рекомендована тщательная коррекция окклюзионных взаимоотношений изготовленных конструкций в положениях центральной, боковых, передней окклюзиях с применением артикуляционной бумаги и компьютерных методов окклюзиографии для устранения супраконтактов и формирования сбалансированной окклюзии, что предотвращает появление когезивных сколов.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ахмад И. Эстетика непрямо́й реставрации. – М.: МЕДпресс-информ, 2009.
2. Бальцер, А. VITABLOCS: для одиночных реставраций и широкого спектра показаний/ А. Бальцер// Новое в стоматологии.- 2011.- №5.- С. 74-77.
3. Боемюллер Э. Сломать старые стереотипы мышления и решиться на что-то новое - с VITAENAMIC/ Э. Боемюллер// Новое в стоматологии.- 2014.- №5.- С. 54-55.
4. Быстро фрезеруется, хорошо облицовывается/ В. Stawarczyk [etal.]// Новое в стоматологии.- 2014.- №2.- С. 62-66.
5. Вартанов, Т.О. Клинико-организационные аспекты использования цельнокерамических конструкций зубных протезов в практике ортопедической стоматологии: дис... канд. мед. наук: 14.00.14 /Т.О. Вартанов. - Москва, 2013. - 181 с.
6. Вафин, С. М. Керамика на основе диоксида циркония/ С.М. Вафин, В.И. Хван// Стоматолог-практик.- 2011.- №1.- С. 20-27.
7. Диоксид циркония в стоматологическом материаловедении/ И.Ю. Лебеденко [и др.]//Российский стоматологический журнал.- 2010.- №2.- С. 4-6.
8. Доменюк, Д.А. Прогнозирование клинической эффективности цельнокерамических реставраций с учетом микроструктурных особенностей/ Д.А. Доменюк, С.Н. Гаража, Е.Н. Иванчева// Российский стоматологический журнал.- 2010.- №4.- С. 10-12.
9. Жолудев, Д.С. Керамические материалы в ортопедической стоматологии/ Д.С. Жолудев//Проблемы стоматологии.- 2012.- №5.- С. 8-14.
10. Захаров, Д.З. Современные керамические материалы, используемые в ортопедической стоматологии для изготовления зубных протезов/ Д.З. Захаров// Стоматология.- 2009.- №2.- С. 80-82.

11. Иванчева, Е.Н. Клинико-экспериментальное обоснование показаний к применению металлокомпозитных и стеклокомпозитных зубных протезов: дис... канд. мед. наук: 14.00.14 / Е.Н. Иванчева. — Краснодар, 2013. -154 с.
12. Как развивается технология изготовления временных реставраций?/ В. Stawarczyk [etal.]// Новое в стоматологии.- 2011.- №6.- С. 22-40.
13. Кочанов, С. VITABLOCSRealLife: экономическое и эстетическое решение при реставрировании зубов с измененными в цвете культиями/С. Кочанов, Д. Кочанова// Новое в стоматологии.- 2012.- №5.- С. 70-72.
14. Критерии прочности и долговременности временных несъемных зубных протезов/ С.Д. Арутюнов [и др.]// Институт стоматологии.- 2010.- №4.- С 84-85.
15. Лебедеко, И.Ю. Ортопедическая стоматология: Национальное руководство/ И.Ю. Лебедеко, С.Д. Арутюнов, А.Н. Ряховский.-М, 2015.
16. Методика индивидуального анализа напряженно-деформированных состояний несъемных зубопротезных конструкций/ С.А. Лосев [и др.] // Стоматология.- 2013.- №5.- С. 49-54.
17. Наноструктурированная керамика на основе модифицированных систем ZR02-Y2O3 и ZR02-YB2O3 для целей ортопедической стоматологии/ А.А. Ильичева [и др.]// Материаловедение.- 2014.- №11.- С. 51-56.
18. Обоснование использования керамики на основе оксида алюминия с помощью изучения ее механических свойств/ Д.С. Жолудев [и др.]// Современные проблемы науки и образования.- 2014.- №3.- С. 520-525.
19. Паршин, Ю.В. Особенности ортопедического лечения металлокерамическими и цельнокерамическими зубными протезами (обзор литературы)/ Ю.В. Паршин, О.Н. Сапронова, А.Ю. Медведев// Институт стоматологии.- 2013.- №1.- С. 87-89.
20. Перспективы использования наноматериалов и высоких технологий в ортопедической стоматологии. Часть 1./ Н.Б. Асташина [и др.]// Стоматология.- 2014.- №1.- С. 37-39.

21. Получение нанокерамики на основе диоксида циркония для реставрационной стоматологии/ Л.В. Морозова [и др.]// Институт стоматологии.- 2014.- №3.- С. 98-99.

22. Разработка модифицированного стоматологического материала на основе диоксида циркония/ С.В. Анисимова [и др.]// Стоматология.- 2011.- №5.- С. 10-13.

23. Ронь, Г.И. Эстетическая стоматология и качество жизни пациентов. Обзор литературы/ Г.И. Ронь, Г.М. Акмалова//Проблемы стоматологии.- 2010.- №1.- С. 28-30.

24. Ряховский, А.Н. Возможности различных CAD/CAM-систем по точности сканирования и изготовления каркасов несъемных зубных протезов/ А.Н. Ряховский, А.А.Карапетян, Г.С. Аваков//Клиническая стоматология.- 2010.- №3.- С. 12-17.

25. Сравнение износостойкости керамических блоков для системы CEREC, современных композитных реставрационных материалов и тканей зуба человека/ А.Б. Перегудов [и др.]// Российский стоматологический журнал.- 2009.- №3.- С. 19-21

26. Старчий, С. Синергетический эффект/ С. Старчий// Reflect.- 2013.- №1.- С. 16-18.

27. Стоматологическое материаловедение/ под ред. проф.С.Н. Гаражи. – Ставрополь, 2012.

28. Стоматологическое материаловедение/В.А. Попков, О.В. Нестерова, В.Ю. Решетняк, И.Н. Аверцева. – 2-е изд., доп. – М.: МЕДпресс-информ, 2009.

29. Цаликова, Н.А. Исследование влияния поверхностей абразивной обработки и температурного воздействия на свойства стоматологической керамики на основе метастабильного тетрагонального диоксида циркония/ Н.А. Цаликова// Российский стоматологический журнал.- 2013.- №3.- С. 18-21.

30. Цаликова, Н.А. Компьютерные технологии в ортопедической стоматологии/ Н.А. Цаликова, М.Г. Дзгоева, О.А. Фарниева// Владикавказский медико-биологический вестник.- 2013.- Т. XVI.- Вып. 24-25.- С. 98-103.
31. Цифровая стоматология/ J. Schweiger [etal.]// Новое в стоматологии.- 2012.- №4.- С.39-52.
32. Яковлев, Д.Н. Клинико-лабораторное обоснование применения керамических протезов при ортопедическом лечении зубов и зубных рядов: дис... канд. мед. наук: 14.00.21 / Д.Н. Яковлев. - Нижний Новгород, 2010. - 148 с.
33. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials/ S. Gracis [et al.]// IntJProsthodont.- 2015.- Vol. 28.- Is. 3.- P. 227-235.
34. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials/ JB Quinn, GD Quinn// Dent Mater.- 2010.- Vol. 26.- Is. 2.- P. 135-147.
35. A practice-based research network on the survival of ceramic inlay/onlay restorations/ K. Collares [et al.]// Dent Mater.- 2016.- Vol. 32.- Is. 5.- P. 687-694.
36. Additive CAD/CAM process for dental prostheses/ NR Silva [et al.]// J Prosthodont.- 2011.- Vol. 20.- Is. 2.- P. 93-96
37. Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment/ C. Sikalidis (ed).-NY: InTech, 2011.
38. Al-Makramani, BMA Biaxial flexural strength of Turkom-Cera core compared to two other all-ceramic systems/ BMA Al-Makramani, AAA Razak, MI Abu-Hassan// J Appl Oral Sci.- 2010.- Vol. 16.- Is. 6.- P. 607-612.
39. Ali, Z. Choosing the Right Dental Material and Making Sense of the Options: Evidence and Clinical Recommendations/ Z. Ali, S. Elivas, JW Vere// Eur J Prosthodont Restor Dent.- 2015.- Vol. 23.- Is. 3.- P. 150-162.
40. Alshehri, SA An investigation into the role of core porcelain thickness and lamination in determining the flexural strength of In-Ceram dental materials/ SA Alshehri // J Prosthodont.- 2011.- Vol. 20.- Is. 4.- P. 261-266.

41. Alkadi, L. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics/ L. Alkadi, ND Ruse// J Prosthet Dent.- 2016.- Vol. 115.- Is. 4.- doi.org/10.1016/j.prosdent2016.02.009.

42. Alqazzawi, TF Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation/ TF Alqazzawi// J Prosthodont.- 2016.- Vol. 60.- Is. 2.- P. 72-84.

43. Arnetz, G. Факторы длительной клинической стабильности керамических CAD/CAM-материалов/ G. Arnetz// Новое в стоматологии.- 2015.- №8.- С. 74-77.

44. Awada, A. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials/ A. Awada, D. Nathanson// J Prosthet Dent.- 2015.- Vol. 144.- Is. 4.- P. 587-593.

45. Baltzer, A. Коррекция нарушений формы и цвета при помощи VITAENAMIC/ A. Baltzer// Новое в стоматологии.-2014.- №3.- С. 48-49.

46. Bassett, JL Digital Design: Predictability, Profitability, and Efficiency/ JL Bassett, M. Roberts// Dent Today.- 2016.- Vol. 35.- Is. 1.- P. 124-126.

47. Beuer, F. Консенсуспооксидуциркония/ F. Beuer, B. Stawarczyk, M. Tholey// Новоевстоматологии.- 2012.- №4.- С. 61-68.

48. Biaxial flexural strength of CAD/CAM ceramics/ L. Buso [et al.]// Minerva Stomatol.- 2011.- Vol. 60.- Is. 5.- P. 311-319.

49. Blocker, TO Цементная фиксация керамических реставраций из диоксида циркония/ TOBlocker, Ch. Moss// Новое в стоматологии.- 2012.- №7.- С. 4-15.

50. Blocker, TO Цементная фиксация керамических реставраций из диоксида циркония. Часть 2/ TOBlocker, Ch. Moss// Новое в стоматологии.- 2012.- №8.- С. 4-17.

51. Brix, O. И после прессования? Индивидуализация монолитной реставрации с помощью системы IPSe.max/ O. Brix// Reflect.-2014.- №2.- С. 20-23.

52. Beuer, F. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations/ F. Beuer, J. Schweiger, D. Edelhoff/ British Dent J.- 2008.- Vol. 204.- Is. 9.- P. 505-511.

53. Cerec3D endocrowns-two-year clinical examination of CAD/CAM crowns for restoring endodontically treated molars/ J. Bernhart [et al.]// Int J Comput Dent.- 2010.- Vol. 13.- Is. 2.- P. 141-154

54. Classification system on the selection of number of implants and superstructure design on the basis available vertical restorative space and interforaminal distance for implant supported mandibular overdenture/ A. Bhargava [et al.]// J Indian Prosthodont Soc.- 2016.- Vol. 16.- Is. 2.- P. 131-135.

55. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network/ A. Albero [et al.] // J Clin Exp Dent.- 2015.- Vol. 7.- Is. 4.- P. 1495-1500.

56. Comparison of shear bond strength of orthodontics brackets on composite resin restorations with different surface treatments/ AA Ribeiro [et al.]// DentalPressJOrthod.- 2013.- Vol. 18.- Is. 4.- P. 98-103.

57. Computational study of structural, elastic and electronic properties of lithium disilicate (Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) glass-ceramic/ Z. Biskri [et al.]// J Mech Behav Biomed Mater.- 2014.- №32.- P. 345-350.

58. Correlation between metal-ceramic bond strength and coefficient of linear thermal expansion difference/ SC Lopes [et al.]// J Appl Oral Sci.- 2009.- Vol. 17.- Is. 2.- P. 122-128.

59. Dentistry—Ceramic materials, Fourth Edition, ISO 6872:2015

60. Denry, I. Ceramics for dental applications: a review/ I. Denry J. A. Holloway// Materials.- 2010.- Vol. 3.- I. 1.- P. 351–368.

61. Designing dental composites with bioactive and bactericidal properties/ X. Chatzistavrou [et al.]// Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.- 2015.-№52.- P. 267-272.

62. Eddelhoff, D. CAD/CAM и будущие разработки/ D. Edelhoff, F. Beuer// Новое в стоматологии.- 2010.- №1.- С. 36-41.

63. Effect of different surface treatments on In-Ceram Alumina roughness. An AFM study/ E. Osorio [et al.]// J Dent.- 2010.- Vol. 38.- Is. 2.- P. 118-122.
64. Effect of resin-modified glass ionomer containing bioactive glass on the flexural strength and morphology of demineralized dentin/ M. Khoroushi [et al.]// Oper Dent.- 2013.- Vol. 38.- Is. 2.- P. 1001-1010.
65. Effects of cementation surface modifications on fracture resistance of zirconia/ R. Srikanth [et al.]// Dent Mater.-2015.-Vol. 31.- Is. 4.- P. 435-442.
66. Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to four different provisional restorations/ YS Al Jabbari [et al.]// Angle Orthod.- 2014.- Vol. 84.- Is. 4.- P. 649-655
67. El-Meliegy, E. Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications/ E. El-Meliegy, R. van Noort.- NY, USA: Springer, 2012.
68. Esthetic rehabilitation of a severely worn dentition with minimally invasive prosthetic procedures (MIPP)/ M. Fradeani [et al.]// Int J Periodontics Dent.- 2012.- Vol. 32.- Is. 2.- P. 135-147.
69. Evaluation of biogeneric design techniques with CEREC CAD/CAM system/Y. Arslan [et al.]// J Adv Prosthodont.- 2015.- Vol. 7.- Is. 6.- P. 431-436.
70. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites/ B. Stawarczyk [et al.]// J Mech Behav Biomed Mater.- 2015.- №55.- P. 1-11.
71. Evaluation of spatial and functional roughness parameters on air-abraded zirconia as a function of particle type and deposition pressure/ JP Queiroz [et al.] // J Adhes Dent/.- 2015.- Vol. 17.- Is. 1.- P. 77-80.
72. Gao, F. The research on optical properties of four all-ceramic veneer materials/ F. Gao, X. Luo, N. Li// Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.- 2015.- Vol. 50.- Is. 1.- P. 43-46.
73. Ghulman MA Color variation between matched and fabricated shades of different ceramics/ MA Ghulman, MA Awad// J Prosthodont.- 2013.- Vol. 22.- Is. 6.- P. 472-477.

74. Fatigue behaviour and failure modes of monolithic CAD/CAM hybrid-ceramic and all-ceramic posterior crown restorations.- GüßPC (Ed.).- Vorgelegt, 2013.

75. Flexural strength and reliability of monolithic and trilayer ceramic structures obtained by the CAD-on technique/ GR Basso [et al.]// Dent Mater.- 2015.- Vol. 31.- Is. 12.- P. 1453-1459

76. Fradeani, M. Esthetic rehabilitation of a worn dentition with a minimally invasive prosthetic procedure (MIPP)/ M. Fradeani, G. Barducci, L. Bacherini// Int J Esthet Dent.- 2016.- Vol. 11.- Is.1.- P. 16-35.

77. Full-Arch, Implant-Supported Monolithic Zirconia Rehabilitations: Pilot Clinical Evaluation of Wear Against Natural or Composite Teeth/ P. Cardelli [et al.]// J Prosthodont.- 2015.- Vol. 28.- Is. 5.- P. 509-512.

78. Hamada, Y. Peri-Implant Disease - A Significant Complication of Dental Implant Supported Restorative Treatment/ Y. Hamada, D. Shin, V. John// J Indiana Dent Assoc.- 2016.- Vol. 95.- Is. 1.- P. 31-38.

79. Hardness and modulus of elasticity of primary and permanent teeth after wear against different dental materials/ R. Galo [et al.]// Eur J Dent.- 2015.- Vol. 9.- Is. 4.- P. 587-593.

80. Hatai, Y. Extreme masking: achieving predictable outcomes in challenging situations with lithium disilicate bonded restorations/ Y. Hatai// Int J Esthet Dent.- 2014.- Vol. 9.- Is. 2.- P. 206-222.

81. Hickel, R. Repair of restorations--criteria for decision making and clinical recommendations/ R. Hickel, K. Brushaver, N. Llie// Dent Mater.- 2013.- Vol. 29.- Is. 1.- P. 28-50.

82. In vitro biological and tribological properties of transparent magnesium aluminate (Spinel) and aluminum oxynitride (ALON®)/ S. Bodhak [et al.] // J Mater Sci Mater Med.- 2011.- Vol. 22.- Is. 6.- P. 1511-1519.

83. In-vitro-Studie zum Einfluss eines modifizierten Brennprogramms auf die Biegefestigkeit von Lava Ceram™.- J. Geis-Gerstorfer (leiter).- Lahnstein., 2010.

84. Influence of cyclic loading on the fracture toughness and load bearing capacities of all-ceramic crowns/ RR Wang [et al.]// Int J Oral Sci.- 2014.- Vol. 6.- Is. 2.- P. 99-104.
85. Influence of translucence/opacity and shade in the flexural strength of lithium disilicate ceramics/ MO Santos [et al.]// J Conserv Dent.- 2015.- Vol. 18.- Is. 5.- P. 394-398.
86. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns/ K. Zhao [et al.]// Dent Mater.- 2014.- Vol. 30.- Is. 2.- P. 164-170.
87. Inoue A. An Investigation into the Bonding Properties of New Generation Ceramic.- Milwaukee, Wisconsin, 2014.
88. Introducing CAD/CAM into a predoctoral dental curriculum: a case study/ PE Reifeis [et al.]// J Dent Educ.- 2014.- Vol. 78.- Is. 10.- P. 1431-1441.
89. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns/LM Martins [et al.]// J. Appl. Oral Sci.- 2012.- Vol.20.- Is. 2.- P. 235-240.
90. Kennedy, R. Dental implant treatment following trauma: An investigation into the failure to complete Accident Compensation Corporation funded care/ R. Kennedy, C. Murray, J. Leichter// N Z Dent J.- 2016.- Vol. 112.- Is. 1.- P. 5-9.
91. Kurtzman, GM Evolution of Comprehensive Care, Part 6: Aesthetics, Veneers, and Whitening/ GM Kurtzman, DF Quillet// Dent Today.- 2016.- Vol. 35.- Is. 1.- P. 28-29.
92. Langner, J. Почему прессование?/ J. Langner// Новое в стоматологии.- 2011.- №3.- С. 83-91.
93. Lingweiler, D. Нанотехнологии в сочетании с керамикой на основе полевого шпата/ D. Lingweiler// Новое в стоматологии.- 2009.- №4.- С. 100-107.
94. Loss, H. VITAENAMIC - керамика для тяжелоатлета/ H. Loss// Новое в стоматологии.- 2014.- №2.- С. 82-83.
95. Lowe, RA Quality Aesthetics in the Digital Age of Crown and Bridge/ RA Lowe//Dent Today.- 2015.- Vol. 34.- Is. 12.- P. 68-71.

96. Maier, B. Керамика или композит/ В. Maier// Новое в стоматологии.- 2014.- №8.- С. 44-55.
97. Mainiot, A. Recent advances in composite CAD/CAM blocks/ A. Mainiot// Int J Esthet Dent.- 2016.- Vol. 11.- Is. 2.- P. 275-280.
98. Mann, T. VITABLOCSTriLuxe для CEREC: любимые, испытанные, востребованные!/ Т. Mann// Новое в стоматологии.- 2014.- №8.- С. 68-71.
99. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue/PC Guess [et al.]// J Dent.- 2014.- Vol. 42.- Is. 2.- P. 199-209.
100. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques/ A. Keshvad [et al.] //J Prosthodont.- 2011.- Vol. 20.- Is. 7.- P. 535-540.
101. Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging/ GK Periera [et al.]// Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.- 2016.- Vol. 63.- Is. 7- P. 70-77.
102. Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings/ MC Subasi [et al.]// J Adv Prosthodont.- 2014.- Vol. 6.- Is. 6.- P. 462-467.
103. Misch, CE Dental Implant Prosthetics: 2nd ed.- St. Louis, Missouri:Elsevier., 2015.
104. Monmaturapoj, N. Characterisation and Properties of Lithium Disilicate Glass Ceramics in the  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3$  System for Dental Applications/ N. Monmaturapoj, P. Lawita, W. Thepsuwan// Advances in Materials Science and Engineering.-2013.-doi.org/10.1155/2013/763838.
105. Morhofer, O. Хорошее сочетание. Часть 1./ О. Morhofer, В. Kobus// Новое в стоматологии.- 2013.- №1.- С. 57-62.
106. Nash, RW A Combination Case: Satisfying Function and Aesthetics/ RW Nash// Dent Today.- 2015.- Vol. 34.- Is. 6.- P. 88-90.
107. Nazarian, A. Systematic Approach to Full-Mouth Reconstruction/ A. Nazarian// Dent Today.- 2015.- Vol. 34.- Is. 6.- P. 96-97.

108. Oral health-related quality of life in partially edentulous patients before and after implant therapy: a 2-year longitudinal study/ E. Bramanti [et al.]// Oral Implantol.- 2013.- Vol. 6.- Is. 2.-P. 37-42.
109. Ostermann, D. Hightech-материал для клинического применения: VITAENAMIC/ D. Ostermann//Новое в стоматологии.- 2013.- №7.- С. 61-66.
110. Periodontal considerations in veneer cases/ D. Peto// J Calif Dent Assoc.- 2015.- Vol. 43.- Is. 4.- P. 193-198.
111. Pisa, M. Лучшее из двух миров. Просто и эффективно: CAD-он-техника при изготовлении протяженной реставрации/ M. Pisa// Reflect.- 2014.- №3.- С. 16-19.
112. Physical and adhesive properties of dental enamel after radiotherapy and bonding of metal and ceramic brackets/ GC Santin [et al.]// Am J Orthod Dentofacial Orthop.- 2015.- Vol. 148.- Is. 2.- P. 283-29.
113. Porcelain monolayers and porcelain/alumina bilayers reinforced by Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>/GdAlO<sub>3</sub> fibers/ R. Scura [et al.]// J Mech Behav Biomed Mater.- 2012.- Vol. 5.- Is. 1.- P. 110-115.
114. Practice-based clinical evaluation of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results/ S. Rinke [et al.]// J Oral Rehabil.- 2013.- Vol. 40.- Is. 3.- P. 228-237.
115. Probst, Y. Возможности диоксида циркония/ Y. Probst//Новое в стоматологии.- 2010.- №4.- С. 50-59.
116. Rao, S. Comparison of fracture toughness of all-ceramic and metal-ceramic cement retained implant crowns: an in vitro study/ S. Rao, R. Chowdhary// J Indian Prosthodont.- 2014.- Vol. 14.- Is. 4.- P. 408-414.
117. Rausher, O. Мечта об "эластичной керамике" исполнилась/ O. Rausher// Новое в стоматологии.- 2014.- №7.-С.81-84.
118. Reiss, B. Cerec 4.0: articulation and more/ B. Reiss// Int J Comp Dent.-2012.- Vol. 15.- Is. 2.- P. 137-148.
119. Research Methods in Orthodontics.- T. Eliades (Ed.).-Zurich: Springer, 2013.

120. Residual micro-stress distributions in heat-pressed ceramic on zirconia and porcelain-fused to metal systems: Analysis by FIB-DIC ring-core method and correlation with fracture toughness/ M. Sebastiani [et al.]// Dent Mater.- 2015.- Vol. 31.- Is. 11.- P. 1396-1405.
121. Rinke, S. Range of indications for translucent zirconia modifications: Clinical and technical aspects/ S. Rinke, C. Fischer// Quintessence Int.- 2013.- Vol. 44.- Is. 8.- P. 557-566.
122. Sakaguchi, RL Restorative Dental Material. 13th ed./ RL Sakaguchi, JM Powers. - Philadelphia: Elsevier, 2012.
123. Sangappa, SB Patient Satisfaction in Prosthodontic Treatment: Multidimensional Paradigm/ SB Sangappa// J Indian Prosthodont.- 2012.- Vol. 12.- Is. 1.- P. 21-26.
124. Schweiger, J. Цифровая стоматология/ J. Schweiger [etal.]// Новое в стоматологии.- 2012.- №4.- С. 39-52.
125. Selz, CF Full-mouth rehabilitation with monolithic CAD/CAM-fabricated hybrid and all-ceramic materials: A case report and 3-year follow up/ CF Selz, A. Vuck, PS Guess// Quintessence Int.- 2016.- Vol. 47.- Is. 2.- P. 115-121.
126. Semsch, Ztm.R. Металлокерамика - золотой стандарт. Часть 1./ Ztm.R. Semsch // Новое в стоматологии.- 2011.- №8.- С. 94-99.
127. Shade Correspondence, Color, and Translucency Differences between Human Dentine and a CAD/CAM Hybrid Ceramic System/ IS Pop-Ciutrla [et al.]// J Esthet Restor Dent.- 2016.- Vol. 28.- Is. 1.-P. 85-92.
128. Shenoy, A. Dental ceramics: An update/ A. Shenoy, N. Shenoy// J Conserv Dent.- 2010.- Vol. 13.- Is. 4.- P. 195-203.
129. Siegmund, M. Эстетика и CAD/CAM-технологии в хирургической стоматологии/ M. Siegmund// Новое в стоматологии.- 2015.- №3.- С. 66-77.
130. Simultaneous Virtual Planning Implant Surgical Guides and Immediate Laboratory Fabricated Provisional's: An Impressionless Technique /GR Deeb [et al.]// J Oral Implantol.- 2016.-doi.org/10.1563/aaid-joi-D-15-00158.

131. Sinavarat, P. Simplified method for determining fracture toughness of two dental ceramics/ P. Sinavarat, C. Anunmana, T. Muanjit// Dent Mater J.- 2016.- Vol. 35.- Is. 1.- P. 76-81.
132. Song, XF Machinability of lithium disilicate glass ceramic in in vitro dental diamond bur adjusting process/ XF Song, HT Ren, L. Yin// J Mech Behav Mater.- 2016.- №53.- P. 78-92.
133. Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability/ M. Borba [et al.]// Dent Mater.- 2013.- Vol. 29.- Is. 8.- P. 913-918.
134. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments/ B. Resu [et al.]// J Dent.- 2010.- Bol. 37.- Is. 11.- P. 848-856.
135. Survival of all-ceramic restorations after a minimum follow-up of five years: A systematic review/ NS Araujo [et al.]// Quintessence Int.- 2016.- Vol. 47.- Is. 5.- P. 395-405.
136. Tang, Q. Effect of porosity on the microhardness testing of brittle ceramics: A case study on the system of NiO–ZrO<sub>2</sub>/Q. Tang, J. Gong// Ceramics Int.- 2013.- Vol. 39.- Is. 8.- P. 8751-8759.
137. Technical report: precisely fitting bars on implants in five steps-a CAD/CAM concept for the edentulous mandible/ F. Beuer [et al.]// J Prosthodont.- 2014.- Vol. 23.- Is. 4.- P. 333-336.
138. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics/ HT Kim [et al.]// J Adv Prosthodont.- 2009.- Vol. 1.- Is. 3.- P. 113-117.
139. The influence of professional competence on the inter- and intra-individual esthetic evaluation of implant-supported crowns in the anterior maxilla/ H. Petsos [et al.]// Clin Oral Implants Res.- 2016.- Vol. 27.- doi: 10.1111/clr.12819.
140. The timing and operational management of the variables of bleaching in cases of rehabilitation in the esthetic field/ P. Sibilla [et al.]// Int J Esthet Dent.- 2014.- Vol. 9.- Is. 3.- P. 436-445.

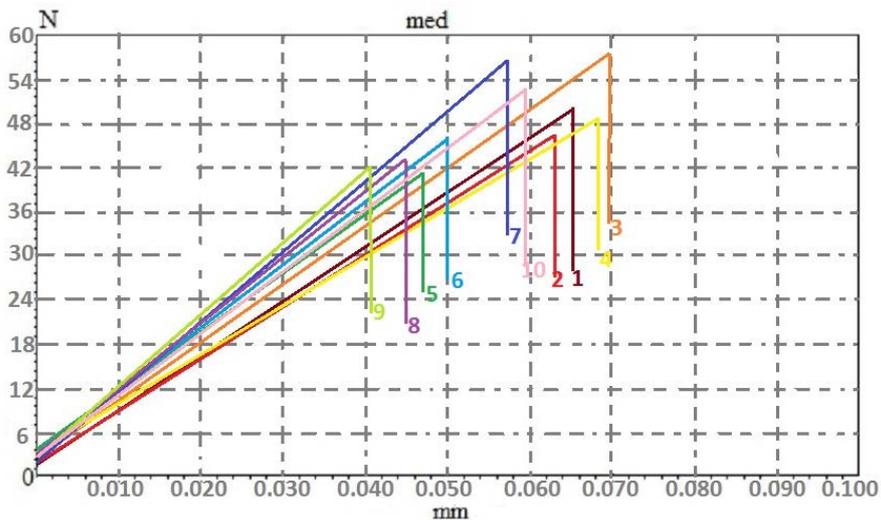
141. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures / M. Kanazawa [et al.]// Dent Mater J.- 2011.- Vol. 30.- Is. 1.- P. 93-96.
142. Triwatana, P. Comparison of two fracture toughness testing methods using a glass-infiltrated and a zirconia dental ceramic/P. Triwatana, P. Srinuan, K. Suputtamongkol// J Adv Prosthodont.- 2013.- Vol. 5.- Is. 1.- P. 36-43.
143. Understanding dental CAD/CAM for restorations--accuracy from a mechanical engineering viewpoint/ L. Tapie [et al.]// Int J Comp Dent.- 2015.- Vol. 18.- Is. 4.- P. 343-367.
144. Vordermayer, Ch. Фрезерование, прессование, облицовка/ Ch.Vordermayer, S. Hochleitner// Новоевстоматологии.- 2015.- №8.- С. 92-100.
145. Wear behavior of pressable lithium disilicate glass ceramic/ Z. Peng [et al.]// J Biomed Mater Res B Appl Biomater.-2015.- doi: 10.1002/jbm.b.33447
146. Wear behavior of zirconia substrates against different antagonist materials/ A. Aldeqheishem [et al.]// Int J Esthet Dent.- 2015.- Vol. 10.- Is. 3.- P. 468-485.
147. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness/WH Mormann [et al.]// J Mech Behav Biomed Mater.- 2013.- T. 20.- Is.4.-P. 113-125.
148. Wear characteristics of polished and glazed lithium disilicate ceramics opposed to three ceramic materials/ O. Saiki [et al.]// J Oral Sci.- 2016.- Vol. 58.- Is. 1.-P. 117-123.
149. Wear Potential of Dental Ceramics and its Relationship with Microhardness and Coefficient of Friction/ RA Freddo [et al.]// J Prosthodont.- 2015.- Vol. 144.- Is. 2.-P. 286-290.
150. Weib, M. Потенциал: безметалловый "золотой" стандарт/ M. Weib, J. vonLubcke// Новое в стоматологии.- 2014.- №7.- С. 46-51.
151. Werling, G. Гибридная керамика VITAENAMIC: изготовление функциональных и эстетических реставраций непосредственно в кресле пациента/ G. Werling// Новое в стоматологии.- 2014.- №6.- С. 74-81.

152. Werling, G. Клиническая апробация нового CAD/CAM-материала VITABLOCSRealLife/ G. Werling// Новое в стоматологии.- 2011.- №8.- С. 106-109.
153. Zirconia Ceramics as a Dental Biomaterial – An Over view/ TR Ramesh [et al.] // Trends Biomater. Artif. Organs.- 2012.- Vol. 26.- Is. 3.- P. 154-160.
154. Zirconia crowns - the new standard for single-visit dentistry?/ K. Wiedhahn [et al.]// Int J Comput Dent.- 2016.- Vol. 19.- Is. 1.- P. 9-26.
155. Zhi, L. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials/ L. Zhi, T. Bortolotto, I. Krejci// J Prosthet Dent.- 2016.-Vol. 115.- Is. 2.- P. 199-202.

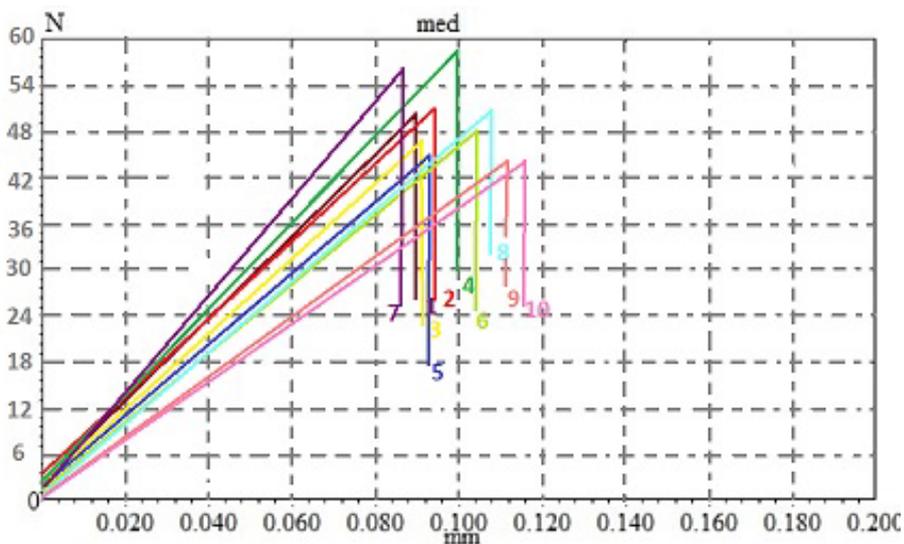
# ПРИЛОЖЕНИЕ

## Приложение 1.

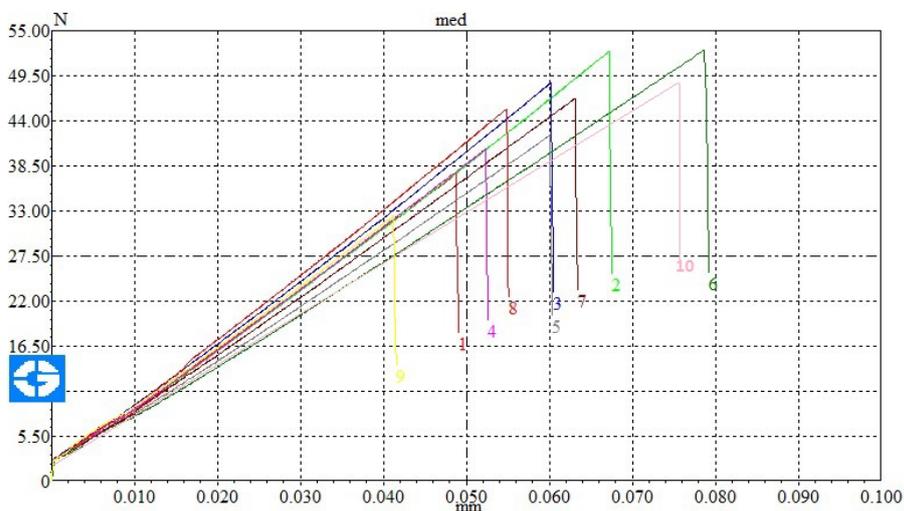
### Графики нагружения образцов керамических материалов при испытании на предел прочности



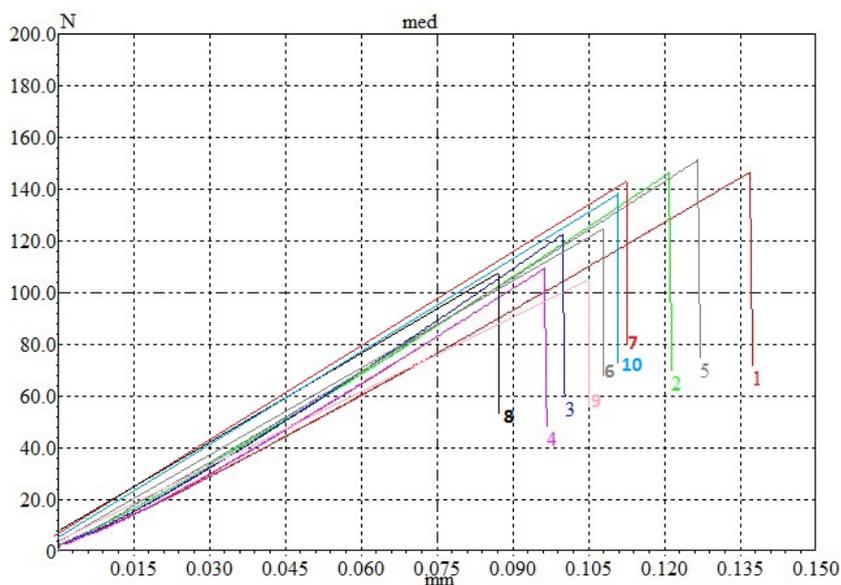
Разрушающая нагрузка образцов полевошпатной керамики, где 1-10 – это испытываемые образцы.



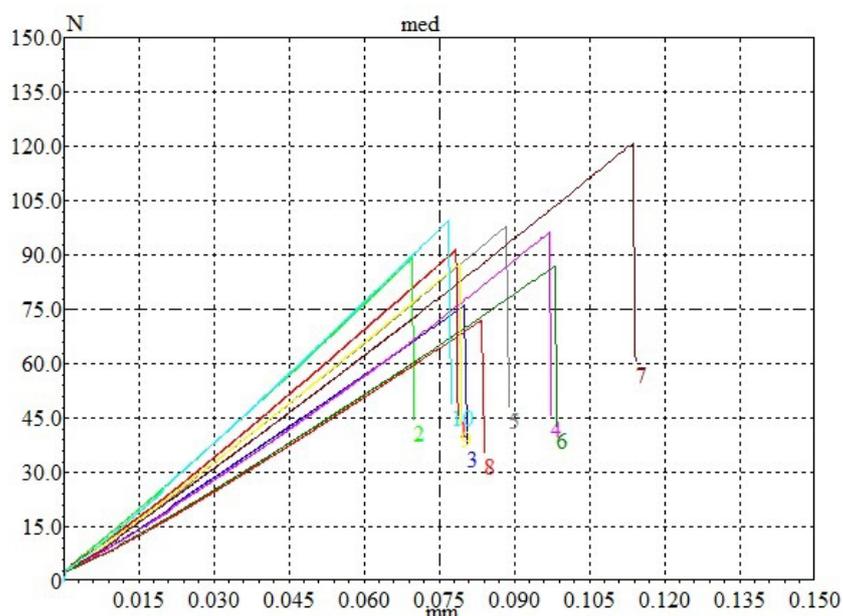
Разрушающая нагрузка образцов гибридной керамики, где 1-10 – это испытываемые образцы.



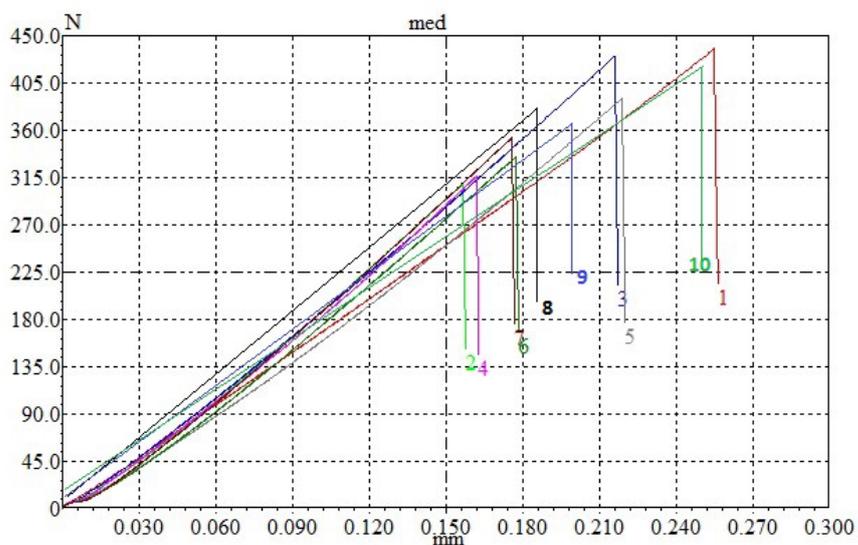
Разрушающая нагрузка образцов лейцитной стеклокерамики, где 1-10 – это испытываемые образцы.



Разрушающая нагрузка образцов стеклокерамики на основе дисиликата лития, где 1-10 – это испытываемые образцы.



Разрушающая нагрузка образцов дисиликатлитиевой стеклокерамики с добавлением диоксида циркония, где 1-10 – это испытываемые образцы.



Разрушающая нагрузка образцов диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия, где 1-10 – это испытываемые образцы.

## Приложение 2.

### Данные, полученные в ходе экспериментального исследования прочности материалов на трехточечный изгиб

Данные испытаний полевошпатной керамики						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4	1,4	18	15	50,524
2	0.5	4	1,4	18	15	47,354
3	0.5	4,1	1,5	18	15	57,435
4	0.5	4,1	1,4	18	15	49,287
5	0.5	4,1	1,3	18	15	41,577
6	0.5	3,9	1,4	18	15	45,206
7	0.5	3,9	1,5	18	15	57,453
8	0.5	3,9	1,3	18	15	43,365
9	0.5	4	1,3	18	15	42,062
10	0.5	4	1,5	18	15	53,342
11	0.5	4	1,4	18	15	47,354
12	0.5	4,1	1,5	18	15	57,435
13	0.5	4,1	1,4	18	15	49,287
14	0.5	4,1	1,3	18	15	41,577
15	0.5	3,9	1,4	18	15	45,206
16	0.5	3,9	1,5	18	15	50,323
17	0.5	3,9	1,3	18	15	40,718
18	0.5	4	1,3	18	15	42,594
19	0.5	4	1,4	18	15	48,785
20	0.5	4,1	1,5	18	15	56,996
21	0.5	4,1	1,4	18	15	50,005
22	0.5	4,1	1,3	18	15	43,114

23	0.5	3,9	1,4	18	15	47,563
24	0.5	3,9	1,5	18	15	54,999
25	0.5	3,9	1,3	18	15	41,151
26	0.5	4	1,3	18	15	49,333
27	0.5	4	1,3	18	15	41,769
28	0.5	3,9	1,3	18	15	57,199
29	0.5	4	1,3	18	15	43,543
30	0.5	4	1,3	18	15	50,111
31	0.5	4	1,5	18	15	58,077
Данные испытаний гибридной керамики						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4	1.4	18	15	50,445
2	0.5	4	1.4	18	15	51,233
3	0.5	4.1	1.3	18	15	47,342
4	0.5	4	1.5	18	15	58,624
5	0.5	4	1.3	18	15	44,344
6	0.5	4	1.4	18	15	48,992
7	0.5	3.9	1.5	18	15	56,873
8	0.5	3.9	1.4	18	15	50,230
9	0.5	3.9	1.3	18	15	43,464
10	0.5	4	1.3	18	15	43,787
11	0.5	4	1.4	18	15	51,233
12	0.5	4	1.4	18	15	50,445
13	0.5	4	1.5	18	15	58,624
14	0.5	4	1.3	18	15	44,344
15	0.5	4	1.4	18	15	50,445
16	0.5	3.9	1.5	18	15	56,873

17	0.5	3.9	1.4	18	15	50,230
18	0.5	3.9	1.3	18	15	43,464
19	0.5	3.9	1.3	18	15	43,464
20	0.5	4	1.3	18	15	43,787
21	0.5	4	1.4	18	15	51,233
22	0.5	4	1.5	18	15	58,444
23	0.5	4	1.5	18	15	58,624
24	0.5	4	1.3	18	15	44,344
25	0.5	4	1.4	18	15	50,445
26	0.5	3.9	1.5	18	15	56,873
27	0.5	3.9	1.4	18	15	50,230
28	0.5	3.9	1.3	18	15	43,464
29	0.5	3.9	1.5	18	15	56,873
30	0.5	3.9	1.4	18	15	50,230
31	0.5	3.9	1.3	18	15	43,464

Данные испытаний лейцитной стеклокерамики

	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	3.9	1.3	18	15	38,503
2	0.5	4	1.5	18	15	52,521
3	0.5	4	1.4	18	15	48,724
4	0.5	4	1.3	18	15	40,595
5	0.5	3.9	1.3	18	15	42,301
6	0.5	4	1.5	18	15	52,784
7	0.5	4	1.4	18	15	46,79
8	0.5	4	1.4	18	15	45,508
9	0.5	3.9	1.3	18	15	35,463
10	0.5	4	1.4	18	15	48,782

11	0.5	3.9	1.3	18	15	38,503
12	0.5	4	1.5	18	15	52,521
13	0.5	4	1.3	18	15	40,595
14	0.5	4	1.3	18	15	40,595
15	0.5	4	1.4	18	15	46,79
16	0.5	4	1.5	18	15	54,61
17	0.5	4	1.4	18	15	46,79
18	0.5	4	1.5	18	15	52,784
19	0.5	4	1.4	18	15	46,79
20	0.5	4	1.5	18	15	54,234
21	0.5	4	1.5	18	15	54,61
22	0.5	4	1.4	18	15	46,79
23	0.5	4	1.3	18	15	40,595
24	0.5	4	1.4	18	15	46,79
25	0.5	4	1.3	18	15	40,595
26	0.5	4	1.3	18	15	40,595
27	0.5	4	1.4	18	15	46,79
28	0.5	4	1.5	18	15	54,61
29	0.5	4	1.4	18	15	46,79
30	0.5	4	1.3	18	15	40,595
31	0.5	4	1.5	18	15	55,01
Данные испытаний стеклокерамики на основе дисиликата лития						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4,1	1,5	18	15	146,553
2	0.5	4,1	1,5	18	15	146,402
3	0.5	3,9	1,4	18	15	122,811
4	0.5	4,1	1,3	18	15	109,472

5	0.5	4,1	1,5	18	15	148,189
6	0.5	4	1,4	18	15	123,897
7	0.5	4	1,5	18	15	143,263
8	0.5	4	1,3	18	15	108,521
9	0.5	3,9	1,3	18	15	104,583
10	0.5	3,9	1,5	18	15	139,627
11	0.5	4	1,4	18	15	123,749
12	0.5	4	1,4	18	15	126,658
13	0.5	4	1,4	18	15	122,735
14	0.5	4	1,4	18	15	127,385
15	0.5	4	1,4	18	15	123,117
16	0.5	4	1,4	18	15	126,529
17	0.5	4	1,4	18	15	127,353
18	0.5	4	1,4	18	15	123,043
19	0.5	4	1,4	18	15	122,696
20	0.5	4	1,4	18	15	126,259
21	0.5	4	1,4	18	15	125,929
22	0.5	3,9	1,5	18	15	138,127
23	0.5	4	1,3	18	15	105,888
24	0.5	3,9	1,3	18	15	106,214
25	0.5	4	1,4	18	15	123,104
26	0.5	3,9	1,3	18	15	106,183
27	0.5	4,1	1,3	18	15	112,568
28	0.5	4,1	1,3	18	15	109,423
29	0.5	4,1	1,5	18	15	145,563
30	0.5	4	1,4	18	15	126,494
31	0.5	3,9	1,4	18	15	119,855

Данные испытаний дисиликатлитиевой стеклокерамики с добавлением циркония

	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4	1.4	18	15	91,518
2	0.5	4	1.4	18	15	89,345
3	0.5	3.9	1.3	18	15	76,212
4	0.5	4	1.4	18	15	96,492
5	0.5	4.1	1.4	18	15	98,065
6	0.5	3.9	1.4	18	15	87,154
7	0.5	4.1	1.5	18	15	121,109
8	0.5	3.9	1.3	18	15	74,105
9	0.5	3.9	1.4	18	15	87,700
10	0.5	4.1	1.4	18	15	99,739
11	0.5	4	1.4	18	15	93,082
12	0.5	4	1.5	18	15	107,108
13	0.5	4.1	1.4	18	15	95,182
14	0.5	4	1.4	18	15	93,132
15	0.5	4	1.4	18	15	93,104
16	0.5	4.1	1.5	18	15	109,304
17	0.5	4.1	1.3	18	15	82,016
18	0.5	4	1.4	18	15	92,809
19	0.5	4.1	1.5	18	15	109,971
20	0.5	4	1.5	18	15	106,933
21	0.5	3.9	1.5	18	15	104,684
22	0.5	4.1	1.5	18	15	110,259
23	0.5	4	1.4	18	15	93,057
24	0.5	4.1	1.5	18	15	109,577
25	0.5	3.9	1.4	18	15	90,481
26	0.5	4.1	1.5	18	15	109,994

27	0.5	4	1.4	18	15	92,801
28	0.5	4	1.4	18	15	93,405
29	0.5	4	1.5	18	15	106,92
30	0.5	3.9	1.3	18	15	78,367
31	0.5	4	1.4	18	15	93,061

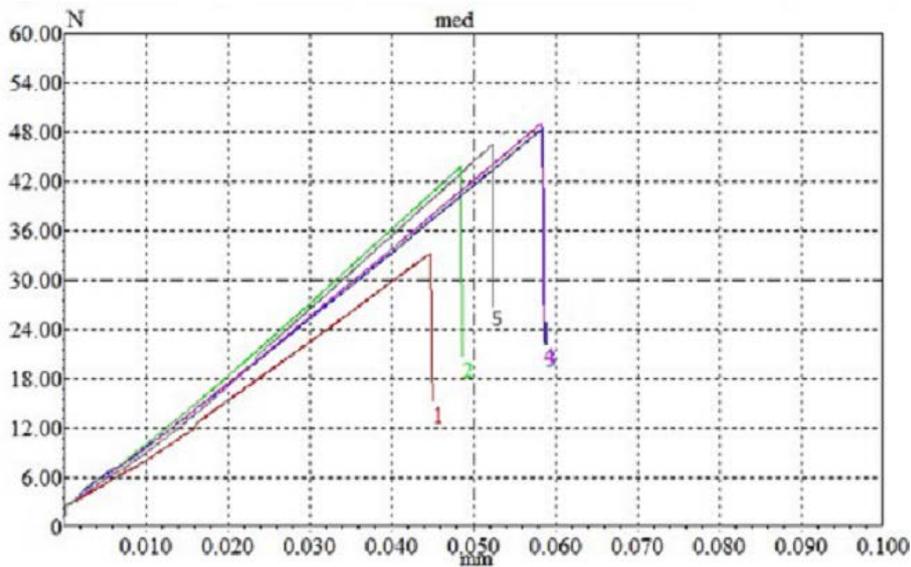
Данные испытаний диоксида циркония, стабилизированного диоксидом иттрия

	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4,1	1,5	18	15	444,556
2	0.5	3,9	1,3	18	15	315,905
3	0.5	4	1,5	18	15	431,473
4	0.5	3,9	1,3	18	15	316,672
5	0.5	4,1	1,4	18	15	385,904
6	0.5	4,1	1,3	18	15	332,086
7	0.5	4,1	1,3	18	15	335,661
8	0.5	4	1,4	18	15	377,316
9	0.5	3,9	1,4	18	15	366,823
10	0.5	3,9	1,5	18	15	420,377
11	0.5	4	1,4	18	15	379,559
12	0.5	3,9	1,5	18	15	418,491
13	0.5	4,1	1,3	18	15	334,967
14	0.5	4	1,5	18	15	429,855
15	0.5	3,9	1,3	18	15	318,911
16	0.5	4	1,5	18	15	429,466
17	0.5	4,1	1,5	18	15	440,73
18	0.5	3,9	1,4	18	15	369,424
19	0.5	4	1,5	18	15	430,077

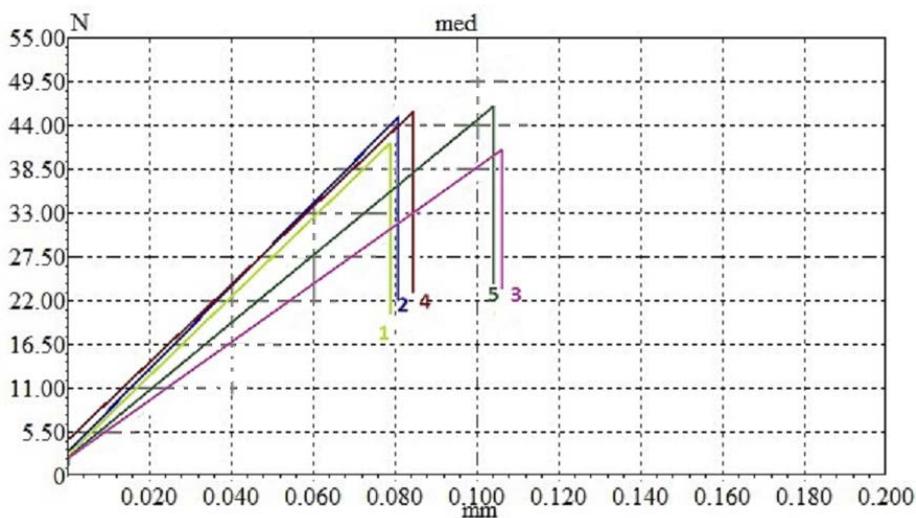
20	0.5	4	1,4	18	15	378,811
21	0.5	4,1	1,3	18	15	334,97
22	0.5	3,9	1,4	18	15	365,084
23	0.5	4	1,5	18	15	438,166
24	0.5	4,1	1,3	18	15	329,182
25	0.5	4	1,5	18	15	435,4
26	0.5	4,1	1,5	18	15	439,453
27	0.5	4	1,4	18	15	380,278
28	0.5	4	1,3	18	15	321,77
29	0.5	4,1	1,4	18	15	382,997
30	0.5	4	1,5	18	15	437,774
31	0.5	4,1	1,5	18	15	441,433

### Приложение 3.

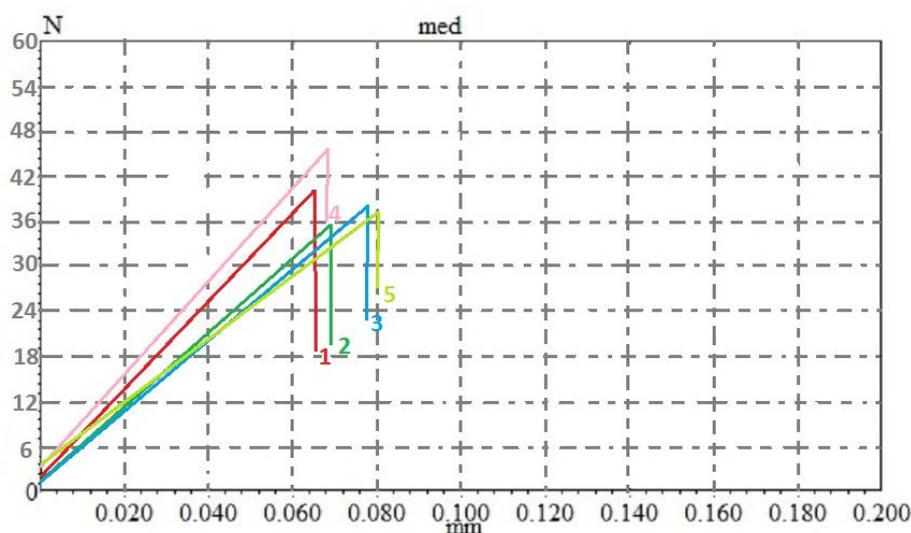
#### Графики нагружения образцов керамических материалов, не подвергавшихся полировке, при испытании на предел прочности



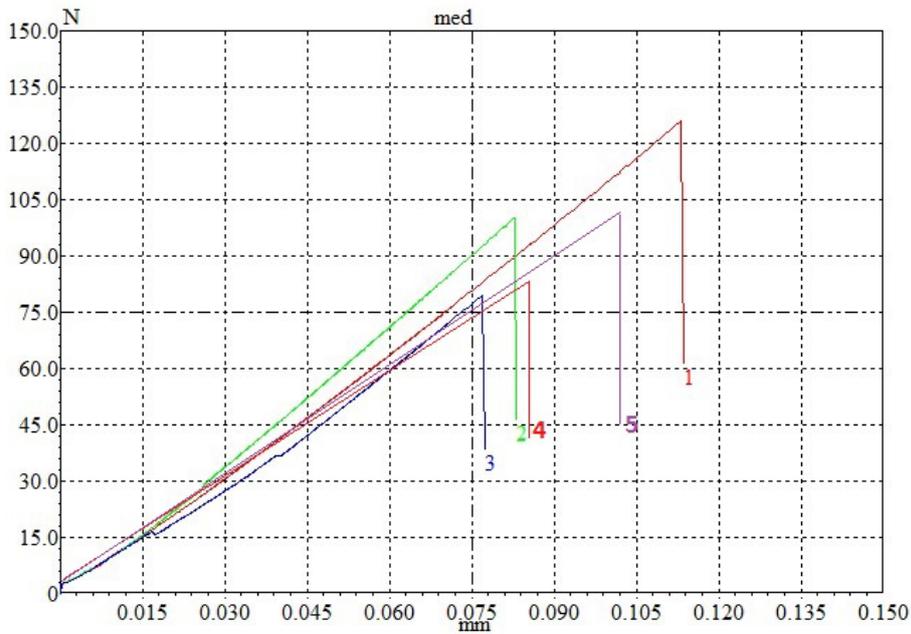
Разрушающая нагрузка образцов полевошпатной керамики, не подвергавшихся полировке, где 1-5 – это опытные образцы.



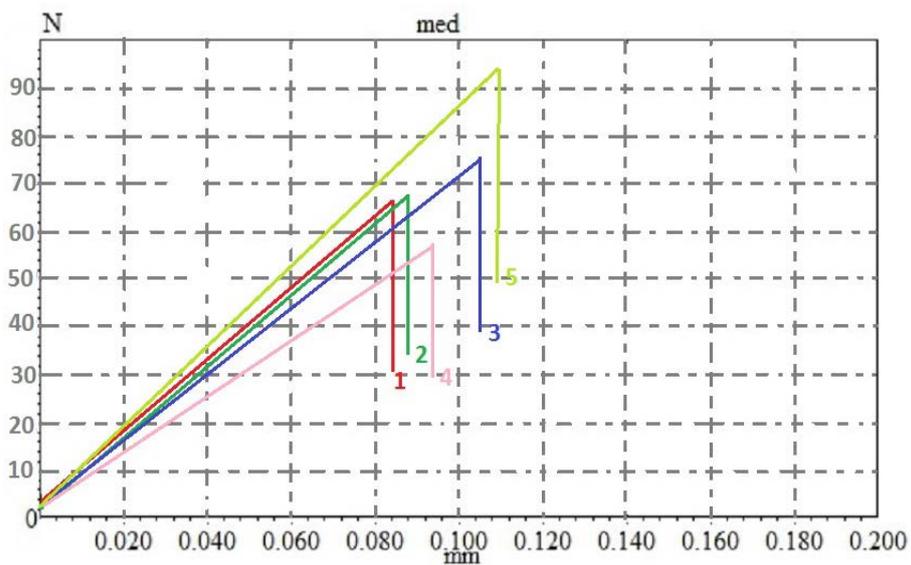
Разрушающая нагрузка образцов гибридной керамики, не подвергавшихся полировке, где 1-5 – это опытные образцы.



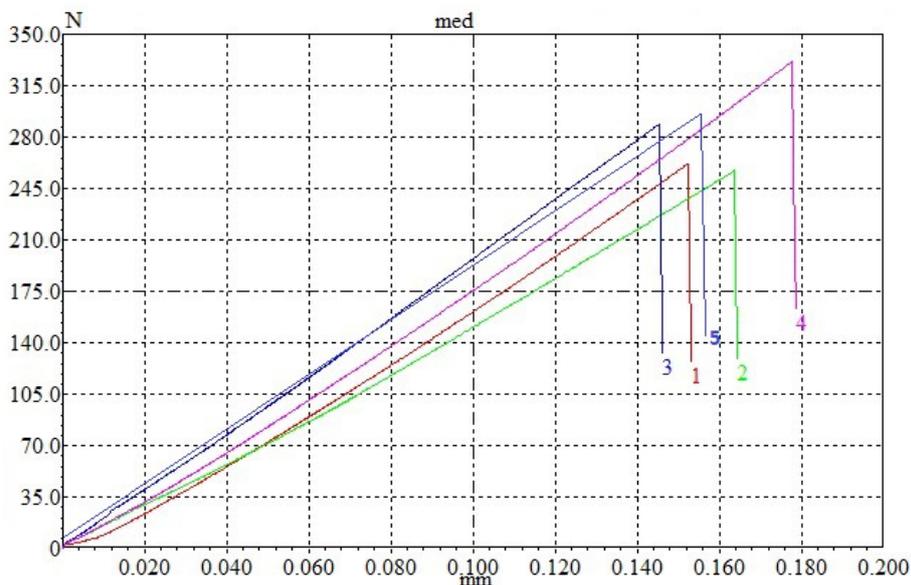
Разрушающая нагрузка образцов лейцитной стеклокерамики, не подвергавшихся полировке, где 1-5 – это опытные образцы.



Разрушающая нагрузка образцов стеклокерамики на основе дисиликата лития, не подвергавшихся полировке, где 1-5 – это опытные образцы.



Разрушающая нагрузка образцов дисиликатлитиевой стеклокерамики с добавлением диоксида циркония, не подвергавшихся полировке, где 1-5 – это опытные образцы.



Разрушающая нагрузка образцов диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия, не подвергавшихся полировке, где 1-5 – это опытные образцы.

#### Приложение 4.

**Данные, полученные в ходе экспериментального исследования  
прочности материалов, не подвергавшихся полировке, на  
трехточечный изгиб**

Данные испытаний полевошпатной керамики						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	3,9	1,3	18	15	33,267
2	0.5	4,1	1,4	18	15	43,822
3	0.5	4,1	1,5	18	15	48,534
4	0.5	4,1	1,5	18	15	49,209
5	0.5	4,1	1,5	18	15	47,363
6	0.5	4	1,4	18	15	41,333
7	0.5	4,1	1,3	18	15	38,156
8	0.5	4,1	1,3	18	15	36,333
9	0.5	3,9	1,5	18	15	45,111
10	0.5	3,9	1,3	18	15	34,657
11	0.5	4,1	1,4	18	15	40,732
12	0.5	4,1	1,5	18	15	47,924
13	0.5	4,1	1,5	18	15	49,034
14	0.5	4,1	1,4	18	15	42,333
15	0.5	4	1,5	18	15	46,728
Данные испытаний гибридной керамики						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4	1.4	18	15	41,947
2	0.5	4	1.5	18	15	47,834

3	0.5	4	1.4	18	15	41,081
4	0.5	4	1.5	18	15	45,322
5	0.5	3.9	1.5	18	15	46,340
6	0.5	3.9	1.5	18	15	45,468
7	0.5	4	1.4	18	15	41,081
8	0.5	4	1.5	18	15	45,322
9	0.5	3.9	1.5	18	15	45,468
10	0.5	4	1.4	18	15	41,081
11	0.5	3.9	1.5	18	15	45,468
12	0.5	4	1.5	18	15	47,959
13	0.5	4	1.5	18	15	45,322
14	0.5	3.9	1.5	18	15	46,248
15	0.5	4	1.5	18	15	48,146

Данные испытаний лейцитной стеклокерамики

	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4	1.4	18	15	40,365
2	0.5	4	1.3	18	15	35,857
3	0.5	3.9	1.4	18	15	38,299
4	0.5	4	1.5	18	15	45,181
5	0.5	4	1.4	18	15	37,741
6	0.5	4	1.4	18	15	40,365
7	0.5	4	1.3	18	15	34,018
8	0.5	3.9	1.4	18	15	38,299
9	0.5	4	1.5	18	15	45,181
10	0.5	4	1.4	18	15	39,993
11	0.5	4	1.3	18	15	34,018
12	0.5	3.9	1.4	18	15	38,299

13	0.5	4	1.5	18	15	45,181
14	0.5	4	1.4	18	15	39,993
15	0.5	4	1.4	18	15	40,138
Данные испытаний стеклокерамики на основе дисиликата						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4,1	1,5	18	15	124,005
2	0.5	3,9	1,4	18	15	100,245
3	0.5	3,9	1,3	18	15	85,772
4	0.5	3,9	1,3	18	15	87,323
5	0.5	4	1,4	18	15	103,657
6	0.5	4,1	1,5	18	15	124,005
7	0.5	3,9	1,4	18	15	100,245
8	0.5	3,9	1,3	18	15	85,772
9	0.5	3,9	1,3	18	15	87,323
10	0.5	4,1	1,5	18	15	124,005
11	0.5	3,9	1,4	18	15	100,245
12	0.5	3,9	1,3	18	15	85,772
13	0.5	3,9	1,3	18	15	87,323
14	0.5	4	1,4	18	15	101,915
15	0.5	4	1,5	18	15	120,983
Данные испытаний дисиликатлитиевой стеклокерамики с добавлением циркония						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	3.9	1.3	18	15	66,240
2	0.5	3.9	1.3	18	15	68,068

3	0.5	3.9	1.4	18	15	75,405
4	0.5	4	1.4	18	15	80,134
5	0.5	4.1	1.5	18	15	92,954
6	0.5	3.9	1.3	18	15	66,240
7	0.5	3.9	1.3	18	15	68,068
8	0.5	3.9	1.4	18	15	75,405
9	0.5	4	1.4	18	15	80,134
10	0.5	4.1	1.5	18	15	92,954
11	0.5	3.9	1.3	18	15	66,240
12	0.5	3.9	1.3	18	15	68,068
13	0.5	3.9	1.4	18	15	75,405
14	0.5	4	1.4	18	15	80,134
15	0.5	3.9	1.5	18	15	88,431

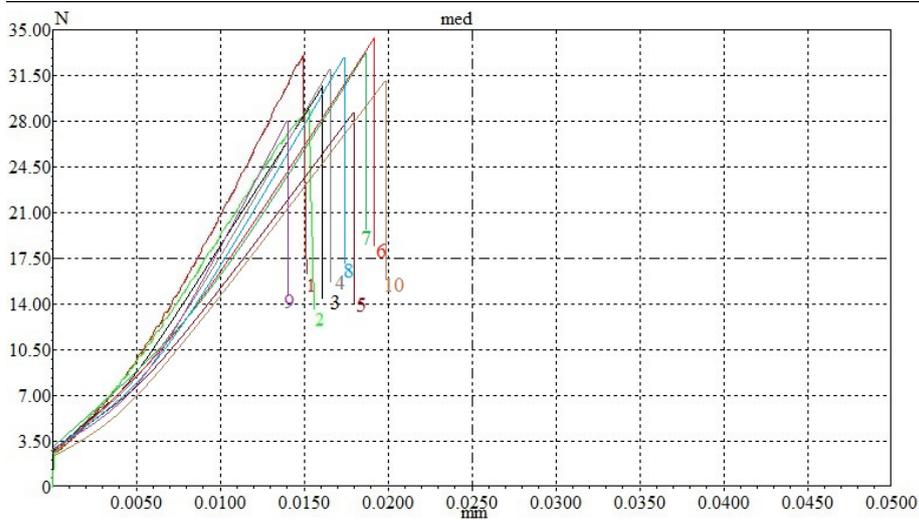
Данные испытаний диоксида циркония, стабилизированного диоксидом иттрия

	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4,1	1,3	18	15	262,183
2	0.5	4	1,3	18	15	257,551
3	0.5	3,9	1,4	18	15	289,182
4	0.5	3,9	1,5	18	15	332,067
5	0.5	4	1,4	18	15	297,355
6	0.5	4	1,4	18	15	298,458
7	0.5	4	1,3	18	15	257,551
8	0.5	3,9	1,4	18	15	289,182
9	0.5	3,9	1,5	18	15	332,067
10	0.5	4	1,4	18	15	297,355
11	0.5	4,1	1,3	18	15	262,183

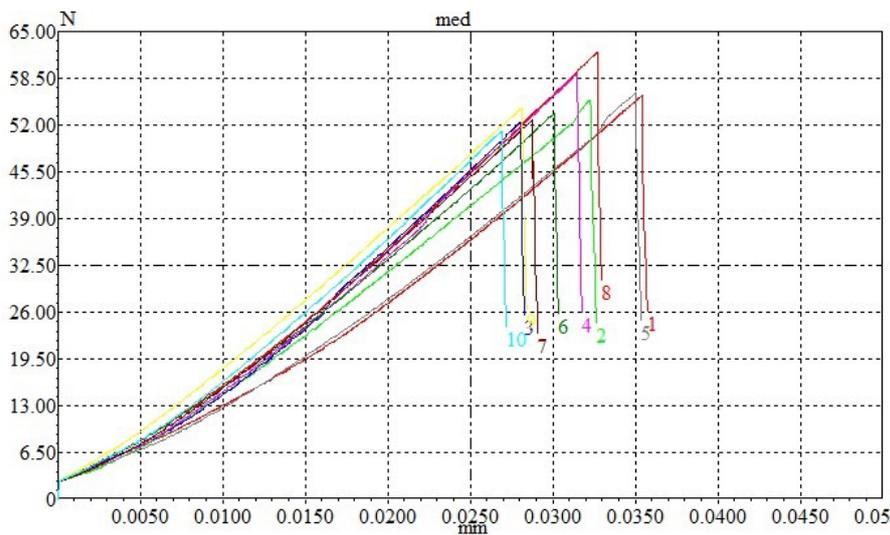
12	0.5	4	1,3	18	15	257,551
13	0.5	4	1,4	18	15	298,458
14	0.5	3,9	1,4	18	15	289,182
15	0.5	4	1,5	18	15	337,245

## Приложение 5.

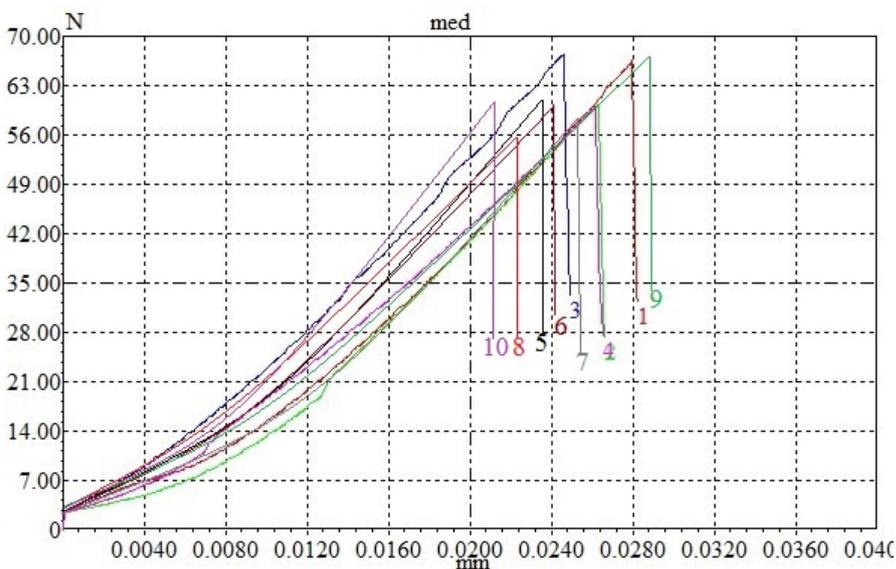
### Графики нагружения образцов керамических материалов при испытании на вязкость разрушения



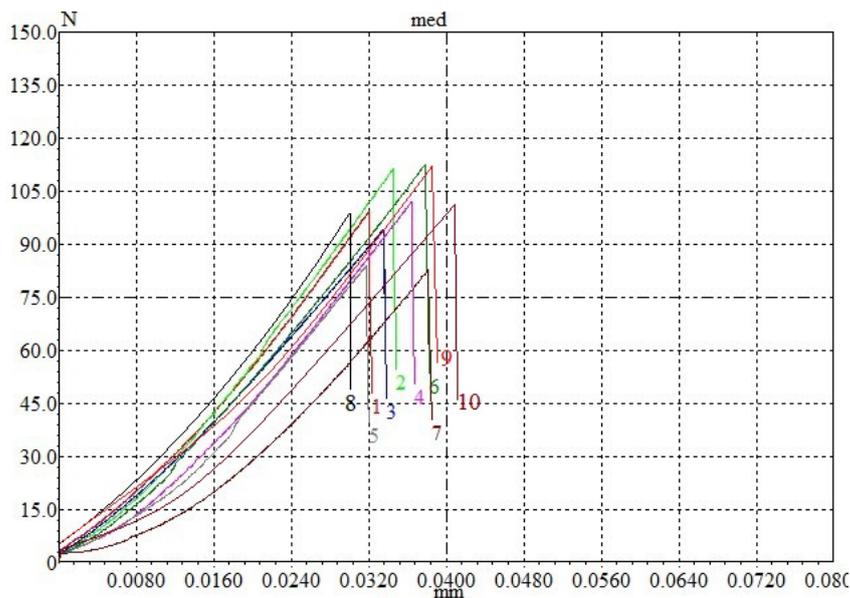
Разрушающая нагрузка образцов лейцитной стеклокерамики с V-образными надрезами, где 1-10 – это опытные образцы.



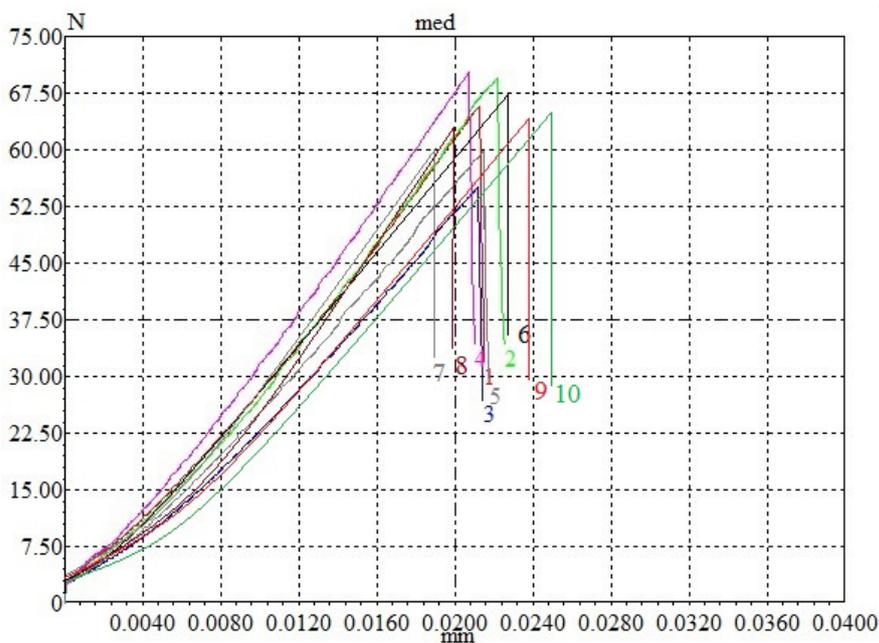
Разрушающая нагрузка образцов гибридной керамики с V-образными надрезами, где 1-10 – это опытные образцы.



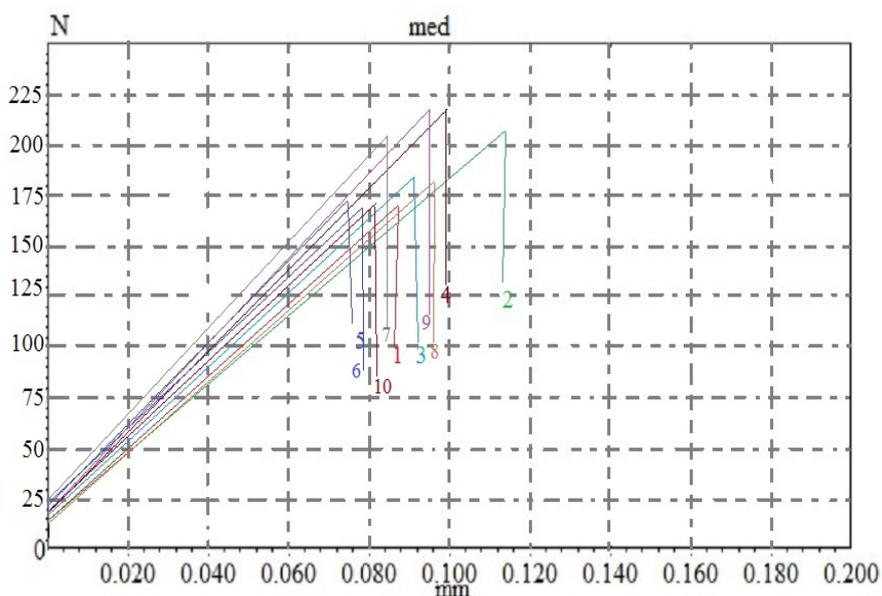
Разрушающая нагрузка образцов полевошпатной керамики с V-образными надрезами, где 1-10 – это опытные образцы.



Разрушающая нагрузка образцов литийдисиликатной стеклокерамики с V-образными надрезами, где 1-10 – это опытные образцы.



Разрушающая нагрузка образцов литийдисиликатной керамики с добавлением циркония с V-образными надрезами, где 1-10 – это опытные образцы.



Разрушающая нагрузка образцов диоксида циркония, стабилизированного иттрием, с V-образными надрезами, где 1-10 – это опытные образцы.

## Приложение 6.

### Данные, полученные в ходе экспериментального исследования материалов на вязкость разрушения

Данные испытаний полевошпатной керамики						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4,1	3	18	15	66,642
2	0.5	4	3	18	15	60,47
3	0.5	4,1	3,1	18	15	67,599
4	0.5	4	2,9	18	15	59,989
5	0.5	4	3	18	15	61,534
6	0.5	4	3	18	15	59,327
7	0.5	3,9	3,1	18	15	58,574
8	0.5	3,9	2,9	18	15	55,052
9	0.5	4,1	2,9	18	15	64,222
10	0.5	4	3	18	15	60,47
11	0.5	4	3	18	15	61,534
12	0.5	4	3	18	15	59,327
13	0.5	3,9	3,1	18	15	58,574
14	0.5	3,9	2,9	18	15	55,052
15	0.5	4,1	3,1	18	15	67,599
Данные испытаний гибридной керамики						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4	3	18	15	56,123
2	0.5	4	3	18	15	55,672
3	0.5	4	2,9	18	15	52,42

4	0.5	4	3,1	18	15	59,207
5	0.5	4	3	18	15	56,478
6	0.5	4	2,9	18	15	53,618
7	0.5	4	2,9	18	15	52,859
8	0.5	4	3,1	18	15	62,163
9	0.5	4	3	18	15	54,497
10	0.5	4	2,9	18	15	51,213
11	0.5	4	2,9	18	15	52,42
12	0.5	4	2,9	18	15	52,859
13	0.5	4	3	18	15	55,672
14	0.5	4	3	18	15	54,497
15	0.5	4	3	18	15	56,123

Данные испытаний лейцитной стеклокерамики

	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4	3	18	15	33,066
2	0.5	4	2,9	18	15	28,883
3	0.5	4	3	18	15	30,332
4	0.5	4	3	18	15	32,354
5	0.5	4	2,9	18	15	29,554
6	0.5	4	3,1	18	15	34,564
7	0.5	4	3,1	18	15	33,435
8	0.5	4	3	18	15	33,066
9	0.5	4	2,9	18	15	28,883
10	0.5	4	3	18	15	30,332
11	0.5	4	3	18	15	32,354
12	0.5	4	2,9	18	15	29,554
13	0.5	4	3,1	18	15	34,564

14	0.5	4	3,1	18	15	33,435
15	0.5	4	2,9	18	15	30,595
Данные испытаний дисиликатлитиевой стеклокерамики						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4	3	18	15	99,283
2	0.5	4,1	3,1	18	15	111,336
3	0.5	4	2,9	18	15	94,438
4	0.5	4	3	18	15	102,326
5	0.5	3,8	2,8	18	15	83,913
6	0.5	4,1	3,2	18	15	112,722
7	0.5	3,8	2,8	18	15	83,004
8	0.5	4	3	18	15	99,283
9	0.5	4,1	3,1	18	15	111,336
10	0.5	4	3	18	15	102,326
11	0.5	3,8	2,8	18	15	83,913
12	0.5	4,1	3,2	18	15	112,722
13	0.5	3,8	2,8	18	15	83,004
14	0.5	4	2,9	18	15	94,438
15	0.5	3,8	2,8	18	15	83,004
Данные испытаний дисиликатлитиевой стеклокерамики, армированной цирконием						
	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	4	3	18	15	65,776
2	0.5	4	3,1	18	15	69,551
3	0.5	3,9	2,9	18	15	55,148

4	0.5	4	3,1	18	15	70,342
5	0.5	3,9	2,9	18	15	59,838
6	0.5	4	3,1	18	15	67,434
7	0.5	3,9	3	18	15	60,883
8	0.5	3,9	3,1	18	15	63,135
9	0.5	4	2,9	18	15	64,305
10	0.5	4	3	18	15	65,776
11	0.5	4	3,1	18	15	69,551
12	0.5	3,9	2,9	18	15	59,838
13	0.5	4	3,1	18	15	67,434
14	0.5	3,9	3,1	18	15	63,135
15	0.5	4	2,9	18	15	64,305

Данные испытаний диоксида циркония, стабилизированного оксидом иттрия

	Скорость траверсы, мм/мин	Ширина образца, мм	Толщина образца, мм	Длина образца, мм	Длина пролета, мм	Максимальная нагрузка, Н
1	0.5	3,8	2,8	18	15	170,748
2	0.5	4	3,1	18	15	202,334
3	0.5	3,9	2,9	18	15	181,715
4	0.5	4,1	3,1	18	15	221,461
5	0.5	3,9	2,8	18	15	174,637
6	0.5	3,8	2,8	18	15	170,748
7	0.5	4	3,1	18	15	202,334
8	0.5	3,9	2,9	18	15	181,715
9	0.5	4,1	3,1	18	15	221,461
10	0.5	3,9	2,8	18	15	174,637
11	0.5	3,8	2,9	18	15	175,333
12	0.5	4	3,1	18	15	210,211

13	0.5	3,9	2,8	18	15	177,582
14	0.5	4,1	3	18	15	215,714
15	0.5	3,9	3	18	15	190,311