

Гаджиев Магаммед Азер оглы

**ЛАБОРАТОРНО-КЛИНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ВЫБОРА
КОНСТРУКЦИОННОГО МАТЕРИАЛА ДЛЯ ОККЛЮЗИОННЫХ ШИН,
ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ПРИ ЛЕЧЕНИИ БРУКСИЗМА, ИЗГОТАВЛИВАЕМЫХ
МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОГО ПРОИЗВОДСТВА**

3.1.7. Стоматология

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Работа выполнена в федеральном государственном автономном образовательном учреждении высшего образования «Российский университет дружбы народов» на кафедре ортопедической стоматологии Медицинского института

Научный руководитель:

Апресян Самвел Владиславович, доктор медицинских наук, доцент

Официальные оппоненты:

Цаликова Нина Амурхановна, доктор медицинских наук, доцент; федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный медико-стоматологический университет имени А. И. Евдокимова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, заведующая кафедрой ортопедической стоматологии и гнатологии.

Чикунев Сергей Олегович, доктор медицинских наук, доцент; федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования Первый Московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), профессор кафедры ортопедической стоматологии.

Ведущая организация:

федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Казанский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Защита диссертации состоится 01 марта 2023 года в 14.00 часов на заседании диссертационного совета ПДС 0300.022 ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов» по адресу: 117198, г. Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 8

С диссертацией можно ознакомиться в Научной библиотеке ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов» по адресу: 117198, г. Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6 и на сайте: <http://dissovet.rudn.ru>

Автореферат разослан «_____» _____ 2023 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
к.м.н., доцент

Макеева М.К.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы и степень разработанности исследования

Среди стоматологических заболеваний различные виды мышечно-суставных дисфункций занимают особое место (Арутюнов С. Д., 1998, Антоник М. М., 2014).

Интересной представляется миогенная теория дисфункции височно-нижнечелюстного сустава, где основополагающая роль отводится парафункциональному состоянию жевательной мускулатуры (Herb K., Cho S., Stiles M. A., 2006). Анализ результатов проведенных электромиографических исследований показал, что у больных с расстройствами ВНЧС, осложненными мышечной гипертонией, имеются существенные функциональные нарушения жевательных мышц. Также к причинам дисфункции ВНЧС относят бруксизм, который может возникать на фоне парафункций жевательных мышц (Трезубов В. Н., Булычева Е. А., Посохина О. В., 2005; Адоньева А. В., 2015). На сегодняшний день существует большое количество методик лечения дисфункции ВНЧС: сплент-терапия, окклюзионные и иммобилизующие шины (Al-Ani M. Z. et al., 2016; Watkins S. J., Hemmings K. W., 2000).

На сегодняшний день всё больше и больше появляются различные конструкционные материалы, которые стремительными темпами внедряются в повседневную практику врача стоматолога-ортопеда (Адамчик А. А. 2013; Ворожко А. А., 2014; Леоненко П. В., 2013; Albandar J. M., 2000). Все конструкционные ортопедические материалы медицинского назначения должны соответствовать жёстким требованиям таким как: токсикологические, технологические, физико-механические, эстетические, медико-биологические (Гажва С. И., 2013; Апресян С. В., Степанов А. Г., 2020).

Также получили широкое распространение компьютерные технологии CAD/CAM, которые применяются для изготовления указанных конструкций (Наумович С. С., 2016; Арутюнов С. Д., 2018). Одной из наиболее перспективных и актуальных технологий для изготовления окклюзионных шин на сегодняшний день является 3D-печать. Данный метод обладает большей точностью при изготовлении различных шинирующих конструкций в сравнении с фрезерованием, что может в будущем широко использоваться в практической медицине (Апресян С. В., Степанов А. Г., 2020, 2022). Однако технологии аддитивного производства в стоматологии все еще нуждаются в исследовании, поскольку остается нерешенным вопрос об оптимальном для стоматологической практики материале; кроме того, методика в настоящий момент не валидирована для использования в клинической практике, что также оставляет большое пространство для изучения, что и определило актуальность данного исследования.

Цель исследования – повышение эффективности ортопедического стоматологического лечения пациентов с бруксизмом полимерными

окклюзионными шинами, изготовленными методами компьютерного производства.

Задачи исследования

1. Изучить изменения физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в субтрактивных и аддитивных технологиях производства окклюзионных шин, до и после клинического полирования.

2. Оценить динамические изменения физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в субтрактивных и аддитивных технологиях производства окклюзионных шин, до и после искусственного старения.

3. По результатам проведенных лабораторных исследований по изучению физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в субтрактивных и аддитивных технологиях производства окклюзионных шин, дать рекомендации по их клиническому использованию.

4. Изучить клиническую эффективность окклюзионных шин, изготовленных методом компьютерного фрезерования и 3D-печати у пациентов с бруксизмом.

5. Оценить состояния целостности окклюзионных шин, изготавливаемых методами компьютерного фрезерования и объемной печати, путем совмещения в компьютерной программе виртуальных моделей шин, полученных методом лабораторного сканирования до и после начала лечения.

Научная новизна исследования

Проведена оценка физико-механических характеристик конструкционных материалов, используемых в технологии производства стоматологических окклюзионных шин, методами компьютерного фрезерования и объемной печати, до и после кабинетного полирования, в результате чего, были получены данные об отсутствии значимых изменений прочностных характеристик фрезерованных материалов после полирования, а значения твёрдости и модуля упругости у образцов полученных аддитивным методом, после полировки в клинике увеличиваются в 2 раза и близки по свойствам к образцу из фрезерованного материала.

Впервые проведена оценка динамических изменений физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в субтрактивных и аддитивных технологиях производства окклюзионных шин, до и после искусственного старения в результате чего, были получены данные о возможности использования указанных конструкций у пациентов с гипертонусом жевательных мышц в течение года.

По результатам проведенных лабораторных исследований по изучению физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в субтрактивных и аддитивных технологиях производства окклюзионных шин, даны рекомендации по их клиническому использованию.

По результатам проведенной миографии у пациентов с бруксизмом даны рекомендации по клиническому применению шины изготовленной как, аддитивными, так и субтрактивными методами производства.

Подтверждена высокая клиническая эффективность окклюзионных шин, изготовленных методом компьютерного фрезерования и 3D-печати у пациентов с бруксизмом.

Теоретическая и практическая значимость работы

Даны практические рекомендации по выбору конструкционных материалов для изготовления окклюзионных шин методом компьютерного моделирования и производства у пациентов с бруксизмом.

Определены физические параметры воздействия, на конструкционные материалы, используемые в технологии производства окклюзионных шин для повышения их механических свойств.

Разработан и клинически апробирован протокол диагностики и лечения пациентов с бруксизмом с использованием окклюзионных шин, изготавливаемых методами компьютерного моделирования и производства.

Проведена корреляция между величинами средней глубины фасеток стираемости окклюзионных шин после 12 месяцев их интенсивного применения и величиной средней биоэлектрической активности жевательных мышц пациентов с бруксизмом в группах исследования.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Оценка физико-механических свойств конструкционных материалов, изготавливаемых методами компьютерного фрезерования и объемной печати, должна являться основополагающей в технологии производства стоматологических окклюзионных шин длительного ношения для лечения пациентов с гипертонусом жевательных и височных мышц.

2. Применение миорелаксирующих шин изготовленных с применением современных стоматологических технологий, позволяет значительно снизить средней биоэлектрической активности жевательных мышц, в состоянии покоя, при жевании и максимально волевом сжатии, что необходимо при лечении пациентов с бруксизмом.

Методология и достоверность исследования

Для планирования дизайна диссертационного исследования был проведен анализ источников научной литературы в мировых и отечественных научных электронных базах за период с 2012 по 2022 годы.

Для проведения изучения физико-механических характеристик конструкционных материалов, автором было подготовлено 30 образцов 5 известных стоматологических материалов.

Для проведения клинического исследования было обследовано 187 пациентов обоих полов с клиническими признаками парафункции жевательных и височных мышц, подписавших информированное добровольное согласие, из которых в соответствии с критериями включения, невключения и исключения, в исследование было принято 48 человек. Указанному числу лиц осуществлялось лечение бруксизма с использованием окклюзионных шин изготовленными методами компьютерного фрезерования и протопирования. Оценка эффективности оказанного лечения проводилась современными методами компьютерной диагностики: электроэнцефалографией, поверхностной электромиографией

жевательных мышц, компьютерным мониторингом окклюзии, конусно-лучевой компьютерной томографией височно-нижнечелюстных суставов.

Диссертационная работа выполнена в соответствии с принципами и правилами доказательной медицины.

Внедрение результатов исследования. Результаты исследования используются в учебном процессе на кафедре ортопедической стоматологии Медицинского института ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов», а также внедрены в лечебный процесс в клинико-диагностических центрах, стоматологических клиниках Медицинского института ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов», Центре цифровой стоматологии «МАРТИ», сети стоматологических клиник «Доктор Мартин».

Апробация диссертации. Основные положения диссертации доложены и обсуждены на межвузовской конференции «Актуальные вопросы стоматологии» (РУДН, Москва, 31.03.2022); на совместном заседании кафедры ортопедической стоматологии, стоматологии ФНМО Медицинского института ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов». Работа апробирована, одобрена и рекомендована к защите.

Публикации. По материалам исследования опубликовано 7 печатных работ, из них 6 в журналах, рекомендованных ВАК при Министерстве науки и высшего образования Российской Федерации.

Личное участие в проведенном исследовании. Автор самостоятельно провел исследования по оценке физико-механических свойств конструкционных материалов, изготавливаемых методами компьютерного фрезерования и объемной печати в количестве 30 образцов. Автор обследовал и лечил 187 человек обоих полов с клиническими признаками парафункции жевательных и височных мышц, подписавших информированное добровольное согласие. Осуществлял оценку эффективности оказанного лечения с применением современных методов компьютерной диагностики, электроэнцефалографией, поверхностной электромиографией жевательных мышц, компьютерного мониторинга окклюзии, конусно-лучевой компьютерной томографией височно-нижнечелюстных суставов. Самостоятельно проводил все виды исследований, систематизацию и статистическую обработку клинико-экономических данных, готовил публикации по теме диссертации.

Объем и структура диссертации. Диссертационная работа содержит «Введение», «Обзор литературы», «Материалы и методы исследования», две главы «Результаты собственных исследований», «Заключение», «Выводы», «Практические рекомендации» и «Список литературы». Обзор литературы включает 190 источников, в том числе 107 отечественных авторов и 83 иностранных. Диссертация изложена на 219 страницах компьютерного текста. Диссертация иллюстрирована 21 таблицей, 106 рисунками и фотографиями.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Материал и методы исследования

На первом этапе, для решения поставленной задачи нами был проведен анализ информационных источников в отечественных и международных научных базах.

По результатам проведенного анализа источников литературы для дальнейшего исследования были использованы следующие материалы: Vipi Block PMMA (Vipi, Бразилия), Promium Flexible (Zirkonzahn, Италия), Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin (Harz Labs, Россия), Harz Labs Dental Yellow Clear Pro (Harz Labs, Россия), Formlabs Dental LT Clear Resin (Formlabs, США).

Изучив технические характеристики материалов Vipi Block PMMA и Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin, заявляемые производителем, нами было принято решение о расширении показаний к их применению в стоматологии, а именно с целью изготовления окклюзионных зубных шин.

Образцы для изучения физико-механических свойств из материалов Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin, Harz Labs Dental Yellow Clear Pro изготавливали на 3D-принтере Phrozen Sonic 4K (Phrozen, Тайвань) по технологии LCD печати, в соответствии с рекомендациями производителей. Образцы Formlabs Dental LT Clear Resin печатались на принтере Formlabs 3B и обрабатывались в соответствии с рекомендациями производителя. Образцы после печати промывали в спиртовом растворе (96% этилового спирта) в течение двух минут, после чего уже в новой ванной фиксировались в чистом аналогичном растворе в течении трех минут. Промывка осуществлялась в устройстве Form Wash .

Образцы из материалов Vipi Block PMMA и Promium Flexible изготавливали методом компьютерного фрезерования на аппарате VHF K5 (VHF, Германия).

Всего было изготовлено 30 образцов, по 6 для каждого материала. Половину изготовленных всех образцов, как фрезерованных, так и напечатанных, полировали в условиях стоматологического кабинета специальными полирами фирмы "NTI" (Германия) в соответствии с рекомендациями фирмы-производителя. Образцы из материалов Harz Labs Dental Yellow Clear Pro и Formlabs Dental LT Clear Resin кабинетному полированию не подвергались, что было связано с результатами пилотного исследования, подтвердивших, что полирование данных материалов не влияет на их физико-механические характеристики.

Шероховатость образцов измеряли оптическом профилометром Sensofar S Neox в режиме измерения рельефа поверхности. Измерения проводились на трёх образцах из каждой группы в трёх областях (два с краю и один по центру). Для получения изображений методом конфокальной профилометрии и изменения фокуса использовались объективы с размерами полей: $\times 10 - 1754 \times 1320$ мкм, $\times 50 - 351 \times 264$ мкм, $\times 150 - 117 \times 88$ мкм. Объективы для получения интерферометрического изображения имели поля: $\times 10 - 1754 \times 1320$ мкм, $\times 50 - 351 \times 264$ мкм.

Испытание на истирание проведено на сканирующем твердомере НаноСкан-4D в соответствии со стандартом по измерению твердости ISO 14577 и ГОСТ Р 8.748-2011. Измерения коэффициента трения и коэффициента линейного износа проводились на трёх образцах из каждой группы в трёх областях (два с краю и один по центру). Количество циклов износа в каждом испытании – 100, нормальная нагрузка 250 мН.

Испытания образцов на трёхточечный изгиб проведены на универсальной испытательной машине Instron 5982 в соответствии со стандартом ГОСТ 31572-2012.

Процедура искусственно ускоренного старения образцов проводилась при помощи климатической камеры КТХВ-300 («НПФ Технология»). Каждая из групп образцов помещалась в отдельную ёмкость, заполненную дистиллированной водой. Температура в камере поддерживалась равной +80 °С. Точность поддержания температуры в камере – 0,5 °С.

Ускоренное старение проводилась согласно стандарту ASTM F1980-07 (2011).

Для оценки эффективности окклюзионных шин, изготовленных методом компьютерного фрезерования и 3D-печати у пациентов с бруксизмом на клинической базе кафедры ортопедической стоматологии медицинского института РУДН «Центре цифровой стоматологии МАРТИ», было проведено комплексное обследование 187 человек с клиническими признаками парафункции жевательных и височных мышц. Для дальнейшего клинического исследования в соответствии с критериями включения, не включения и исключения из исследования было отобрано 48 пациентов и разделены на две равные группы по 24 человека.

Критерии включения в исследование:

- 1) мужчины и женщины в возрасте от 25 до 50 лет с подтвержденным диагнозом – другие соматоформные расстройства (бруксизм) (МКБ 10 F45.8);
- 2) ортогнатический прикус с целостностью зубных рядов, сохраненной или восстановленной несъемными ортопедическими конструкциями;
- 3) отсутствие дисфункции височно-нижнечелюстных суставов;
- 4) отсутствие психических расстройств и нейрогенной патологии;
- 5) отсутствие патологии поструральной системы;
- 6) добровольное информированное согласие на участие в проведении клинического исследования.

Критерии невключения в исследование:

- 1) пациенты с нарушенной целостностью зубных рядов;
- 2) пациенты со съёмными зубными протезами или несъемными зубными протезами с опорой на дентальные имплантаты;
- 3) патология височно-нижнечелюстных суставов;
- 4) психические расстройства и нейрогенной патологии;
- 5) коморбидные заболевания в стадии декомпенсации;
- 6) отсутствие добровольного информированного согласия на участие в проведении клинического исследования.

Критерии исключения пациентов из исследования:

- 1) отказ от дальнейшего лечения в процессе проведения исследования;
- 2) развитие у пациентов в процессе лечения состояний, входящих в перечень критерий невключения в исследование.

Всем участникам исследования на этапе формирования клинических групп проводили комплексное стоматологическое обследование, включавшее в себя клинико-инструментальное исследование, поверхностную электромиографию жевательных мышц, компьютерный мониторинг окклюзии, конусно-лучевую компьютерную томографию ВНЧС.

Для исключения из патогенеза бруксизма соматоформного компонента всем пациентам на этапе формирования клинических групп проводили электроэнцефалограмму.

На первом этапе лечения пациентам проводили избирательное шлифование центрических и эксцентрических интерференций под контролем аппарата для компьютерного мониторинга окклюзии T-scan, после чего определяли терапевтическую позицию нижней челюсти изготавливали и фиксировали стабилизирующие ночные окклюзионные шины. Терапевтическую позицию нижней челюсти определяли с помощью листового калибратора Коиса и джига Люса, предварительно осуществив миорелаксацию жевательных мышц депрограмматором U-DENT(Нейротех, Россия). Пациентам первой группы шины изготавливались методом компьютерного фрезерования из материала Vipi Block PMMA . Пациентам второй группы окклюзионные шины изготавливали методом 3D-печати из материала Harz Labs Dental Yellow Clear Pro . Контроль результатов лечения включал в себя клинико-инструментальное исследование, поверхностную электромиографию жевательных мышц, компьютерный мониторинг окклюзии, конусно-лучевую компьютерную томографию ВНЧС, проводили спустя 3, 6 и 12 месяцев после начала лечения.

Поверхностная электромиография жевательных мышц проводилась с помощью комплекса беспроводного мониторинга электрофизиологических сигналов «Колибри» (Нейротех, Россия)

Производили расчет показателей симметричности между левой и правой жевательными и левой и правой височными мышцами, а также среднюю биоэлектрическую активность (БЭА, мкВ) всех четырех мышц. Для определения достоверности различий был применен односторонний двупарный t-критерий Стьюдента для независимых выборок.

Первое измерение ЭМГ активности жевательных мышц проводилось в состоянии относительного физиологического покоя. Затем для оценки влияния окклюзионного фактора на биоэлектрическую активность жевательных мышц проводили исследование в привычной окклюзии и при максимальном волевом сжатии челюстей. Все исследования проводились в течение 10 секунд.

По завершению лечения, проводилась оценка состояния целостности окклюзионных шин, путем совмещения в компьютерной программе виртуальных моделей шин до и после начала лечения, полученных методом лабораторного сканирования. Оценивались уменьшение конструкции в объеме, наличие и глубину фасеток стираемости по смыканию вестибулярных бугорков первых моляров верхней челюсти и медиальных поверхностей режущих краев первых нижних резцов, возникновение поверхностных и глубоких трещин.

Статистическая обработка результатов исследования проводилась с использованием программного пакета STATISTICA 10.0. Проверка нормальности распределения количественных показателей проводилась с опорой на критерий Колмогорова – Смирнова с поправкой на критерий Лилиефорса. Сравнение измеряемых показателей проводилось с использованием непараметрических критериев U Манна – Уитни, T-Вилкоксона, а также критерия Хи-квадрат. Характер (знак) и величина связи оценивались на основе критерия ранговой

корреляции Спирмена. Статистически достоверными считали отличия, соответствующие ошибке вероятности $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Результаты изучения шероховатости рельефа поверхности образцов материалов, используемых в технологии производства стоматологических конструкций методом компьютерного производства, представлены в Таблице 1.

Таблица 1 – Шероховатость рельефа поверхности образцов материалов, используемых в технологии производства стоматологических конструкций методом компьютерного производства

Название группы образцов	До старения		После старения	
	Ra, мкм	Rz, мкм	Ra, мкм	Rz, мкм
Vipi Block до полирования	0,18±0,06	2,5±1,8	0,24±0,06	7,8±2,6
Vipi Block после полирования	0,18±0,05	2,0±0,6	0,33±0,14	10,6±3,2
Promium Flexible до полирования	0,30±0,26	3,1±2,4	0,27±0,10	5,4±2,3
Promium Flexible после полирования	0,18±0,13	2,0±1,0	0,34±0,20	11,4±5,5
Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin до полирования	0,47±0,10	3,3±0,8	0,47±0,10	8,2±3,7
Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin после полирования	0,19±0,09	1,7±0,7	0,47±0,15	12,0±4,1
Harz Labs Dental Yellow Clear Pro	1,54±0,25	22,9±5,2	1,65±0,52	20,9±5,0
Formlabs Dental LT Clear Resin	0,96±0,34	13,9±5,4	0,99±0,29	14,1±3,1

До старения шероховатость поверхности образцов материалов Vipi Block PMMA, Promium Flexible, Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin после полировки в клинике примерно одинаковая и составляет примерно 200 нм. Образцы, не прошедшие полировку, имеют высокую неоднородную поверхность. Поверхность образцов, полученных на 3D-принтере, имеет регулярную структуру с периодом 50 мкм. При полировке данная структура сглаживается (уменьшается высота) или полностью выравнивается. Наибольшую шероховатость имеют образцы из материала Harz Labs Dental Yellow Clear Pro.

После старения средняя шероховатость поверхности – параметр Ra – образцов Vipi Block PMMA и Promium Flexible, как прошедших полировку в клинике, так и неполированных, увеличилась. Шероховатость образцов материала Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin, не прошедшего полировку, не изменилась. Шероховатость образцов материалов Formlabs Dental LT Clear Resin и Harz Labs Dental Yellow Clear Pro не изменилась в пределах погрешности. Шероховатость ранее полированного образца Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin возросла, что

может быть связано с нарушением его структуры в результате термического воздействия.

Шероховатость по 10 точкам – параметр Rz – претерпела большие изменения после прохождения процедуры старения – для образцов групп Vipi Block PMMA , Promium Flexible , Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin данная величина возросла более чем в 2 раза. Для образцов группы Harz Labs Dental Yellow Clear Pro параметр Rz уменьшился, для образцов группы Formlabs Dental LT Clear Resin не изменился в пределах погрешности. Наиболее высокую шероховатость имеет поверхность образцов Harz Labs Dental Yellow Clear Pro . После старения поверхность образцов Harz Labs Dental Yellow Clear Pro существенно деградировала. Результаты измерения твердости и модуля упругости приведены в Таблице 2.

Таблица 2 – Механические свойства образцов материалов, используемых в технологии производства стоматологических конструкций методом компьютерного производства

<i>Группа образцов</i>	<i>Нагрузка а, мН</i>	<i>h, нм</i>	<i>H, ГПа</i>	<i>E*, ГПа</i>
Vipi_до полировки	1	440±70	0,29±0,09	5,9±1, 1
	10	1390±110	0,31±0,05	5,6±0, 6
Vipi_после полировки	1	440±60	0,29±0,08	5,8±1, 0
	10	1400±110	0,30±0,05	5,5±0, 6
Promium Flexible до полировки	1	570±80	0,17±0,05	3,9±0, 8
	10	1890±180	0,16±0,04	3,8±0, 5
Promium Flexible после полировки	1	545±38	0,19±0,03	3,7±0, 4
	10	1860±90	0,17±0,02	3,5±0, 3
Dental Sand A1-A2 resin до полировки	1	1410±220	0,03±0,01	1,5±0, 4
	10	2930±300	0,06±0,01	3,6±1, 0
Dental Sand A1-A2 resin после полировки	1	560±50	0,17±0,03	4,2±0, 8

	10	1700±180	0,20±0,03	4,4±1,2
Dental Yellow Clear Pro	1	1200±500	0,051±0,037	2,5±1,0
	10	2900±700	0,062±0,030	2,6±0,7
Formlabs Dental LT Clear Resin	1	570±170	0,17±0,09	5,4±1,4
	10	1890±360	0,16±0,08	4,4±1,0
После искусственного старения				
Vipi_до полировки	1	469±54	0,22±0,04	5,0±0,7
	10	1543±130	0,29±0,05	5,4±0,5
Vipi_после полировки	1	589±197	0,18±0,06	4,2±2,0
	10	1554±173	0,29±0,06	5,6±0,7
Promium Flexible до полировки	1	485±83	0,22±0,06	4,4±1,0
	10	1712±204	0,26±0,06	4,2±0,7
Promium Flexible после полировки	1	480±57	0,22±0,05	4,1±0,7
	10	1741±182	0,26±0,05	3,8±0,8
Dental Sand A1-A2 resin до полировки	1	615±137	0,15±0,03	3,3±1,2
	10	2168±572	0,19±0,04	3,1±1,6
Dental Sand A1-A2 resin после полировки	1	620±205	0,18±0,06	3,2±1,7
	10	1950±367	0,22±0,04	3,3±1,6

Продолжение таблицы 2

Группа образцов	Нагрузк а, мН	h, нм	H, ГПа	E*, ГПа
Dental Yellow Clear Pro	1	980±310	0,053±0,02 9	3,1±1, 3
	10	3200±700	0,050±0,02 2	2,5±0, 6
Formlabs Dental LT Clear Resin	1	670±360	0,17±0,12	3,9±1, 8
	10	2000±700	0,17±0,10	4,4±1, 4

Примечание – h – глубина индентирования, нм; H – твёрдость, ГПа; E* – приведённый модуль упругости, ГПа; $E^* = E / (1-\nu^2)$, где E – модуль упругости, ν – коэффициент Пуассона

На Рисунках 1, 2 представлены диаграммы твердости и модуля упругости образцов с погрешностями (разброс данных между измерениями).

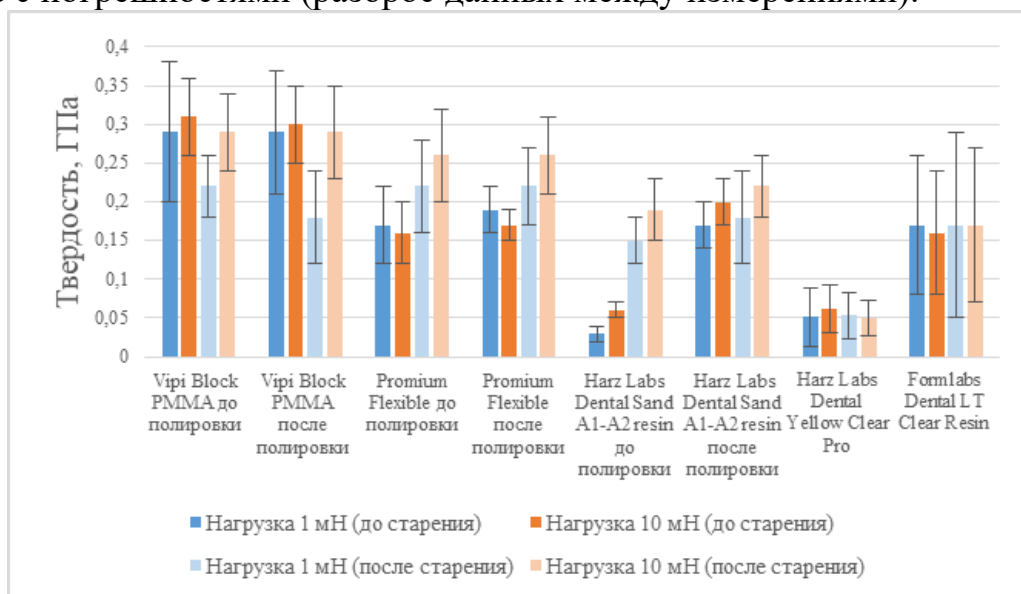


Рисунок 1 – Диаграмма твердости образцов материалов, используемых в технологии производства стоматологических конструкций методом компьютерного производства

По результатам проведенных исследований можно отметить, что до процедуры искусственного старения материал Vipi Block PMMA имеет максимальные среди исследуемых материалов твёрдость и модуль упругости. Также примечательно, что

механическая обработка фрезой изделия после производства и полировка в условиях клиники не влияет на его механические свойства.

Материал Promium Flexible мягче материала Vipi Block PMMA как по твёрдости, так и по упругим свойствам. Полировка поверхности незначительно увеличивает твёрдость образца.

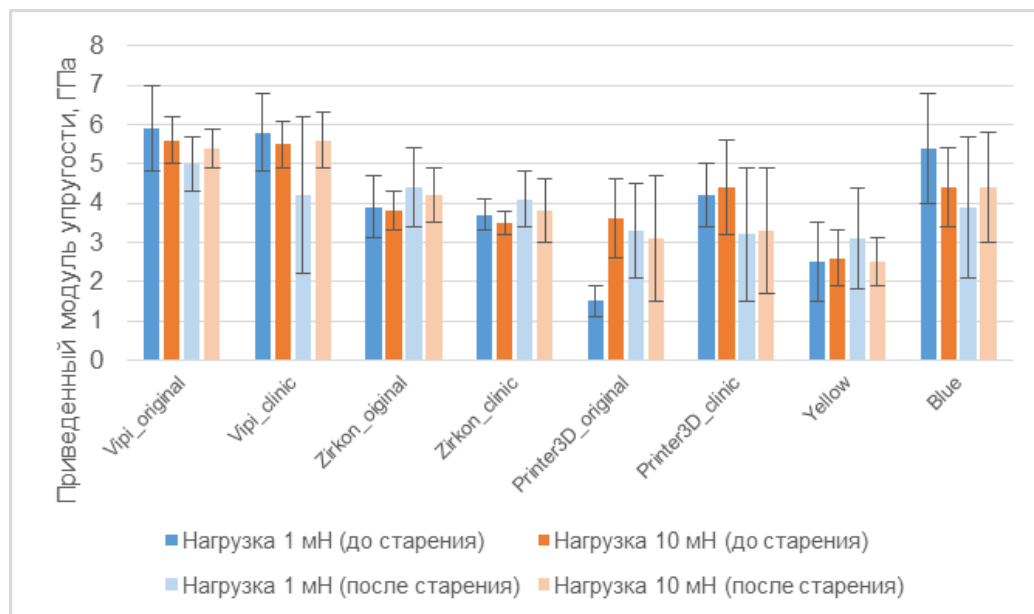


Рисунок 2 – Диаграмма отображающая модуль упругости образцов материалов, используемых в технологии производства стоматологических конструкций методом компьютерного производства

Материал Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin имеет наименьшую твёрдость и модуль упругости. Малую твёрдость имеет небольшой приповерхностный слой толщиной около микрометра. Твёрдость значительно растёт при увеличении глубины индентирования. При росте глубины индентирования с 1.5 до 3 мкм твёрдость увеличивается более чем в 2 раза. Поверхность образца после полировки в клинике имеет значительно более высокие значения твёрдости и модуля упругости и близки по свойствам к образцу из материала Promium Flexible. Можно предположить, что во время печати часть материала полимеризуется не до конца, и, в основном, это относится к области на поверхности образца, возможно, на границе печатаемых слоёв. Образцы группы Harz Labs Dental Yellow Clear Pro также имеют низкую твердость.

После процедуры искусственного старения твердость образцов Vipi Block PMMA, Harz Labs Dental Yellow Clear Pro и Formlabs Dental LT Clear Resin не претерпела изменений. Наибольшее отличие в твердости измерено для исходного образца, полученного на 3D-принтере Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin – наблюдавшееся до старения значение (0,05 ГПа) возросло в 4 раза. После прохождения образцами процедуры искусственного старения образцы Promium Flexible показали незначительное увеличение твердости – на 25%.

Модуль упругости образцов Vipi Block PMMA и полученных на 3D-принтере Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin после старения практически не показал

изменений. Можно отметить, что образцы Promium Flexible (как до, так и после обработки полировкой в клинике) показал снижение упругости на 30 %.

В Таблице 3 приведены результаты испытания на износ. Указаны значения ширины и глубины канавки износа, линейный износ, коэффициент трения.

Таблица 3 – Результаты испытания на износ образцов материалов, используемых в технологии производства стоматологических конструкций методом компьютерного производства

<i>Название группы образцов</i>	<i>Ширина, мкм</i>	<i>Глубина, мкм</i>	<i>Лин. износ, нм</i>	<i>Коэффицие нт трения</i>
Vipi_до полировки	53,0±2,6	4,2±0,7	38,4±9,9	0,52±0,04
Vipi_после полировки	55,7±2,6	5,0±0,6	35,5±6,3	0,53±0,02
Promium Flexible до полировки	92,0±9,0	11,9±1,8	56,2±8,0	0,64±0,01
Promium Flexible после полировки	83,0±16,0	11,0±1,8	59,0±6,9	0,67±0,01
Dental Sand A1-A2 resin до полировки	96,9±3,4	18,1±0,9	93,7±8,3	0,60±0,01
Dental Sand A1-A2 resin после полировки	89,0±9,0	16,0±4,0	86,9±28,0	0,59±0,03
Dental Yellow Clear Pro	105,5±5,5	34,3±6,6	107,0±15,4	0,51±0,04
Formlabs Dental LT Clear Resin	107,1±8,4	31,4±5,8	108,2±16,1	0,53±0,04
После искусственного старения				
Vipi_до полировки	61,7±2,5	4,9±0,7	42,2±8,8	0,53±0,02
Vipi_после полировки	65,1±1,3	6,3±0,3	36,1±5,0	0,39±0,04
Promium Flexible до полировки	105,3±5,3	12,9±1,4	60,6±4,7	0,63±0,03
Promium Flexible после полировки	108,7±3,7	12,4±1,0	73,4±10,4	0,54±0,15
Dental Sand A1-A2 resin до полировки	96,5±3,5	18,1±1,9	84,1±10,6	0,60±0,02
Dental Sand A1-A2 resin после полировки	95,6±6,1	16,6±3,0	80,0±14,9	0,60±0,03
Dental Yellow Clear Pro	102,0±6,6	26,5±3,1	117,9±34,6	0,71±0,26
Formlabs Dental LT Clear Resin	101,9±7,3	26,4±4,9	137,5±21,6	0,65±0,07

В Таблице 4 приведены значения коэффициентов трения, полученные испытанием на износ шариком 1 мм. На Рисунке 3 приведена соответствующая диаграмма.

Таблица 4 – Результаты испытания на износ образцов материалов, используемых в технологии производства стоматологических конструкций методом компьютерного производства шариком диаметром 1 мм

<i>Название группы образцов</i>	<i>Коэффициент трения до старения</i>	<i>Коэффициент трения после старения</i>
Vipi_до полировки	0,11±0,06	0,19±0,14
Vipi_после полировки	0,09±0,03	0,26±0,11
Promium Flexible до полировки	0,11±0,04	0,11±0,01
Promium Flexible после полировки	0,07±0,01	0,16±0,07
Dental Sand A1-A2 resin до полировки	0,08±0,04	0,37±0,18
Dental Sand A1-A2 resin после полировки	0,10±0,04	0,47±0,06
Dental Yellow Clear Pro	0,14±0,06	0,08±0,05
Formlabs Dental LT Clear Resin	0,17±0,06	0,07±0,02

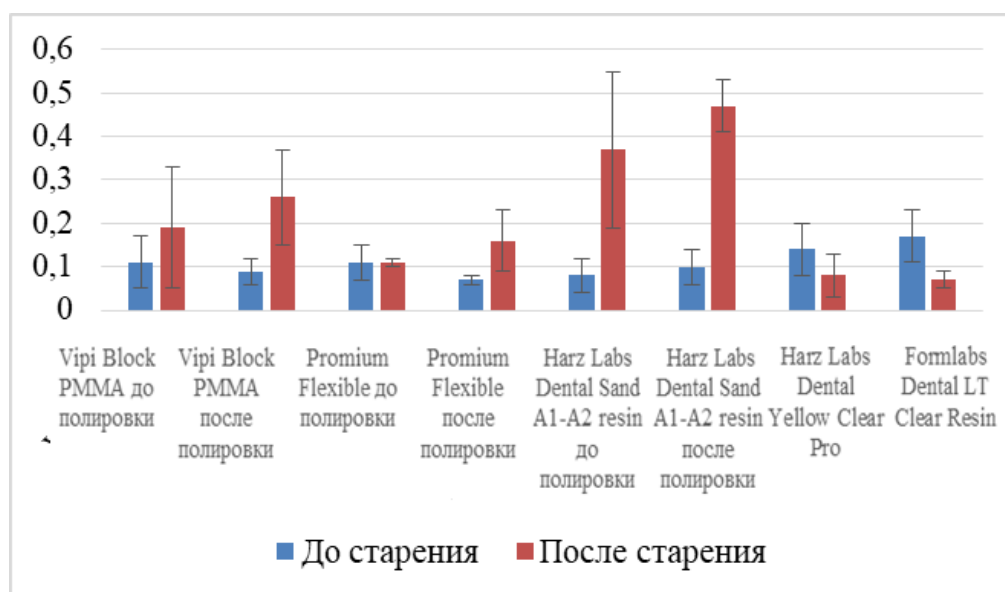


Рисунок 3 – Коэффициент трения образцов материалов, используемых в технологии производства стоматологических конструкций методом компьютерного производства при износе шариком диаметром 1 мм

До процедуры искусственного старения результаты испытаний материалов на абразивный износ показывают сильную корреляцию между износостойкостью и твёрдостью материалов. Чем выше твёрдость, тем выше износостойкость – меньше линейный износ, меньше область разрушения. Самую высокую износостойкость показывают образцы Vipi Block PMMA, наименьшую – образцы Harz Labs Dental Yellow Clear Pro и Formlabs Dental LT Clear Resin.

Геометрия канавок износа показывает сильное отличие в механизме износа образцов Promium Flexible от образцов Vipi Block PMMA, образцов, полученных на 3D-принтере Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin, образцов Harz Labs Dental Yellow Clear Pro и Formlabs Dental LT Clear Resin (указанные образцы демонстрируют схожий механизм износа). Материал Promium Flexible во время износа выдавливается на края канавки износа, сохраняя соединение с материалом. В результате по краям образуются высокие валы пластически выдавленного материала. Отсюда большая ширина канавки, сравнимая с образцом Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin при небольшой глубине. Размер разрушенной области визуально увеличивается из-за данной особенности разрушения материала. Продукты износа образцов Vipi Block PMMA и Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin разрушаются в хрупкую крошку, оседающую по краям канавки износа.

Коэффициент трения минимальный у образца Vipi Block PMMA и максимальный у образца Promium Flexible до полировки. Образец Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin показывает большее относительно образца Vipi Block PMMA сопротивление трению из-за мягкости образца. Образец Promium Flexible имеет максимальный коэффициент трения из-за высокой адгезии материала к наконечнику и образованию высоких пластических валов по краям канавки, увеличивающих площадь сцепления наконечника с материалом.

Испытания трением с шариком большого размера показывают поведение материала при упругой деформации. Сила трения в данном испытании сильно зависит от шероховатости образца, так как она сильно влияет на площадь контакта образца с материалом. Это приводит к большому разбросу данных между испытаниями. Коэффициент трения для образцов Vipi Block PMMA, Promium Flexible, Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin примерно равен 0.1. Наибольшим коэффициентом трения обладают образцы Formlabs Dental LT.

По результатам испытаний материалов на абразивный износ после старения, самую высокую износостойкость показывают образцы Vipi Block PMMA, наименьшую – образцы Harz Labs Dental Yellow Clear Pro и Formlabs Dental LT Clear Resin (выше износостойкость – меньше линейный износ, меньше область разрушения).

После процесса старения износостойкость образцов Vipi Block PMMA, Promium Flexible, Harz Labs Dental Yellow Clear Pro и Formlabs Dental LT Clear Resin понизилась; образцов, полученных на 3D-принтере Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin, повысилась. Коэффициент трения образцов Vipi Block PMMA и Promium Flexible, полированных в клинике, понизился после старения; образцов Harz Labs Dental Yellow Clear Pro и Formlabs Dental LT Clear Resin – повысился. Коэффициент трения образцов Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin, а также образцов без полировки после старения не изменился.

После старения наблюдается разница в коэффициентах трения между образцами из разных материалов и разной обработкой поверхности. Образцы, полированные в клинике, имеют большее значение коэффициента трения, чем исходные образцы. Коэффициент трения на образцах Harz Labs Dental Yellow Clear Pro и Formlabs Dental LT Clear Resin уменьшился после старения. Наименьшим коэффициентом трения обладают образцы Formlabs Dental LT Clear Resin , наибольшим – образцы Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin .

По результатам проведенных исследований на трехточечный изгиб можно сделать выводы, что до процедуры искусственного старения значения модулей упругости на изгиб коррелируют с модулями упругости, полученными в результате измерений методом инструментального индентирования, что, в свою очередь, соответствует модулю упругости на сжатие. Все материалы на изгиб имеют меньшую жёсткость, чем при сжатии.

Испытания на прочность показывают, что наибольшую устойчивость к разрушению обладают образцы из материала Promium Flexible. Материал Vipi Block PMMA хрупко разрушается при изгибной деформации в 4,3%, материал Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin разрушается при деформации в 2,7%, материал Harz Labs Dental Yellow Clear Pro хрупко разрушается при деформации в 12,8%, материал Formlabs Dental LT Clear Resin хрупко разрушается при деформации в 10,8%, материал Promium Flexible выдерживает деформацию в 20%, не разрушаясь, что даёт материалу прочность на изгиб более 120 МПа. Образцы Promium Flexible во время испытания пластически деформируются без разрушения. Прочность образцов Vipi Block PMMA на изгиб около 100 Мпа вдвое меньше у полученных на 3D-принтере образцов Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin.

Результаты испытаний на трехточечный изгиб после процесса искусственного старения имеют существенные различия для исходных образцов Promium Flexible и полированных в клинике. Исходные образцы во время испытания пластически деформируются без разрушения, полированные в клинике образцы разрушаются.

Наибольшую жёсткость показывают исходные образцы Promium Flexible , а наименьшую образцы Harz Labs Dental Yellow Clear Pro. Модуль упругости, полученный в результате измерений методом инструментального индентирования, соответствует модулю упругости на сжатие. Для образца Vipi Block PMMA модуль упругости на сжатие составляет 5,5 ГПа, на изгиб – 5,2 ГПа. Для образца Promium Flexible модуль упругости на сжатие составляет 4,0 ГПа, на изгиб – 8,1 ГПа для исходных образцов, 4,2 ГПа для полированных. Для образца Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin модуль упругости на сжатие составляет 3,3 ГПа, на изгиб – 1,9 ГПа. Для образца Harz Labs Dental Yellow Clear Pro модуль упругости на сжатие составляет 2,5 ГПа, на изгиб – 1,3 ГПа. Для образца Formlabs Dental LT Clear Resin модуль упругости на сжатие составляет 4,4 ГПа, на изгиб – 1,8 ГПа.

Испытания на прочность показывают, что наибольшую устойчивость к разрушению обладают исходные образцы из материала Promium Flexible . Материал Vipi Block PMMA хрупко разрушается при изгибной деформации в 3,5%, материал, полученный на принтере Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin , разрушается при деформации в 2,1%, исходные образцы из материала Promium Flexible

выдерживают деформацию в 10,8%, не разрушаясь, что даёт прочность на изгиб более 110 МПа, однако полированные образцы из материала Promium Flexible разрушаются при изгибной деформации в 2,8%. Образцы Harz Labs Dental Yellow Clear Pro разрушаются при деформации в 2,6%, образцы Formlabs Dental LT Clear Resin – при деформации в 7,9%.

В соответствии со стандартом ГОСТ 31572-2012 полированные образцы из материала Promium Flexible, образцы, напечатанные на 3D-принтере Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin, и образцы Harz Labs Dental Yellow Clear Pro считаются не выдержавшими испытания.

По сравнению с результатами аналогичных испытаний до искусственного старения деформация и прочность при изгибе уменьшились незначительно для образцов групп Vipi Block PMMA, Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin, Formlabs Dental LT Clear Resin, модуль упругости образцов Vipi Block PMMA, Promium Flexible, Harz Labs Dental Sand A1-A2 resin увеличился. Модуль упругости уменьшился у образцов групп Harz Labs Dental Yellow Clear Pro и Formlabs Dental LT Clear Resin.

Проведенные исследования позволили рекомендовать к дальнейшему клиническому исследованию, с целью лечения пациентов с бруксизмом окклюзионными каппами длительного ношения – Formlabs Dental LT Clear Resin и Vipi Block PMMA.

Результаты собственных клинических исследований

По результатам изучения средней биоэлектрической активности жевательных мышц (СрБЭА) в состоянии покоя, ее среднее значение на момент обследования пациентов до начала лечения составило $73,11 \pm 10,93$ в первой группе и $68,69 \pm 11,76$ во второй группе. Через 3 месяца после начала лечения было зарегистрировано ее снижение слабого уровня значимости ($p > 0,05$) на 6% в первой группе и на 7% во второй группе. По прошествии 6 месяцев применения сплент-терапии снижение СрБЭА было более значительным, с высокой степенью достоверности ($p < 0,05$), и составило 13% и 11% в первой и второй группах, соответственно. По окончании лечения (через 12 месяцев) СрБЭА в состоянии покоя снизилась на 18 и 14%, соответственно, относительно первоначальных значений. Достоверных различий в относительных величинах снижения СрБЭА в состоянии покоя на всех сроках лечения между выборками выявлено не было.

Среднее значение показателя симметричности работы собственно жевательных мышц в первой группе находилось в пределах $94 \pm 4,26\%$, во второй группе – в пределах $91 \pm 8,40\%$. На 3-й месяц после начала лечения показатель увеличился незначительно ($p > 0,05$) в обеих группах, на 1% и 3%, соответственно. По прошествии 6 месяцев в первой группе не наблюдалось значимого увеличения показателя симметричности собственно жевательных мышц, во второй группе оно составило 4%. По окончании лечения в обеих группах регистрировалось достоверное ($p < 0,05$) увеличение показателя симметричности собственно жевательных мышц.

Среднее значение показателя симметричности работы височных мышц в первой группе находилось в пределах $94\% \pm 4,26\%$, во второй группе – в пределах $91\% \pm 8,40\%$. Работа височных мышц через 3 месяца после начала лечения стала на 2%

более симметричной в 1-й группе и на 3% – во 2-й группе ($p > 0,05$). Через 6 месяцев прирост показателя симметричности составил 3% и 4%, а по прошествии 12 месяцев, 4% и 6%, соответственно, в первой и второй группах ($p < 0,05$). Значимых различий между относительными величинами увеличения симметричности работы как жевательных, так и височных мышц, между выборками не выявлено.

По результатам изучения средней биоэлектрической активности (СрБЭА) при жевании ее среднее значение на момент обследования пациентов до начала лечения составило $245,08 \pm 30,02$ в первой группе и $253,09 \pm 11,76$ во второй группе. Через 3 месяца после начала лечения было зарегистрировано ее достоверное снижение ($p < 0,05$) на 14% в обеих группах пациентов. По прошествии 6 месяцев применения сплент-терапии СрБЭА при жевании снизилась на 21% и 22% в первой и второй группах, соответственно. По окончании лечения (через 12 месяцев), СрБЭА при жевании снизилась на 28 и 29%, соответственно, относительно первоначальных значений. Достоверных различий в относительных величинах снижения СрБЭА между выборками на всех сроках лечения выявлено не было.

Среднее значение показателя симметричности работы собственно жевательных мышц при жевании в первой группе находилось в пределах $79\% \pm 10,00\%$, во второй группе – в пределах $77\% \pm 8,40\%$. На 3-й месяц после начала лечения показатель увеличился достоверно ($p < 0,05$) в обеих группах, на 9% и 8%, соответственно. По прошествии 6 месяцев увеличение показателя симметричности собственно жевательных мышц составило 13% в обеих группах. По окончании лечения было зарегистрировано увеличение показателя симметричности собственно жевательных мышц на 17% и 20%, соответственно.

Среднее значение показателя симметричности работы височных мышц при жевании в первой группе находилось в пределах $78 \pm 10,15\%$, во второй группе – в пределах $76 \pm 12,29\%$. Работа височных мышц через 3 месяца после начала лечения стала на 11% более симметричной в 1 группе и на 8% во второй группе ($p < 0,05$). Через 6 месяцев прирост показателя симметричности составил 14% и 13%, а по прошествии 12 месяцев, 16% и 18%, соответственно, в первой и второй группах ($p < 0,05$). Значимых различий между выборками, в относительных величинах увеличения симметричности работы как жевательных, так и височных мышц, не выявлено.

По результатам изучения средней биоэлектрической активности (СрБЭА) при максимальном волевом сжатии челюстей, ее среднее значение на момент обследования пациентов до начала лечения составило $332,63 \pm 41,62$ в первой группе и $336,08 \pm 45,65$ во второй группе. Через 3 месяца после начала лечения было зарегистрировано ее снижение на 7% в первой и на 6% во второй группе пациентов. По прошествии 6 месяцев применения сплент-терапии, СрБЭА при максимальном волевом сжатии челюстей снизилась на 8% и 9% в первой и второй группах, соответственно. По окончании лечения (через 12 месяцев) СрБЭА при максимальном волевом сжатии челюстей снизилась на 9 и 12%, соответственно, относительно первоначальных значений. Достоверных различий в относительных величинах снижения СрБЭА между выборками на всех сроках лечения выявлено не было.

Среднее значение показателя симметричности работы собственно жевательных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей в первой группе находилось в пределах $83\% \pm 9,92\%$, во второй группе – в пределах $84\% \pm 9,93\%$. На 3-й месяц после начала лечения показатель увеличился достоверно ($p < 0,05$) в обеих группах, на 5% и 7%, соответственно. По прошествии 6 месяцев, увеличение показателя симметричности собственно жевательных мышц составило 10% в обеих группах. По окончании лечения было зарегистрировано увеличение показателя симметричности собственно жевательных мышц на 14% и 12%, соответственно.

Среднее значение показателя симметричности работы височных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей в первой группе находилось в пределах $85\% \pm 13,53\%$, во второй группе – в пределах $81\% \pm 12,95\%$. Работа височных мышц через 3 месяца после начала лечения стала на 5% более симметричной в 1-й группе и на 7% – во 2-й группе ($p < 0,05$). Через 6 месяцев прирост показателя симметричности составил 9% и 10%, а по прошествии 12 месяцев, 11% и 13%, соответственно, в первой и второй группах ($p < 0,05$). Значимых различий между выборками, в относительных величинах увеличения симметричности работы как жевательных, так и височных мышц, не выявлено.

Коэффициент PU определяется отношением СрБЭА при жевании к СрБЭА при максимальном волевом сжатии челюстей и демонстрирует относительную силу, развиваемую жевательными мышцами в процессе жевания.

В исследуемых группах производили расчет коэффициента PU до лечения и по прошествии 3, 6 и 12 месяцев после его начала. На момент начала лечения средний PU составил $74\% \pm 6,20\%$ в первой группе и $76\% \pm 5,30\%$ во второй группе. Через 3 месяца он достоверно ($p < 0,05$) снизился в обеих группах на 6%, через 6 месяцев регистрировалось его снижение на 11%, а через 12 месяцев – на 16% в обеих группах исследования. Значимых различий между выборками, в относительных величинах уменьшения коэффициента PU не выявлено.

При наличии фасеток стираемости, проводили измерения разницы толщины двух капп на виртуальном срезе сопоставленных в программе моделей, при помощи инструмента «Линейка». В таблицу вносилось количество фасеток стираемости глубиной более 0,02 мм и разница толщин капп в данных участках. Величин ограничения глубины фасеток стираемости в данном случае обусловлена точностью лабораторного сканера. Полученные значения суммировали для каждой каппы (пациента) в отдельности и делили на их количество, после определяли среднее значение средней разницы толщин капп в каждой из двух групп исследования. Также высчитывали величину среднего отклонения от данных величин и доверительный интервал между группами исследования, согласно параметрическому t-критерию Стьюдента. Статистическая обработка проводилась при помощи пакета программ «STATISTIKA 10.0».

Оценка состояния целостности окклюзионной шины проводилась по завершению лечения через 12 месяцев, путем совмещения в компьютерной программе виртуальных моделей шин, полученных методом лабораторного сканирования до и после начала лечения.

При анализе виртуальных моделей шин как первой, так и второй группы пациентов, фасетки стираемости глубиной более 0,02 мм после прохождения лечения были выявлены во всех 24 случаях.

В первой группе, состоявшей из пациентов, которым шины изготавливали методом компьютерного фрезерования из материала Vipi Block PMMA, в 11 случаях было выявлено по 1 фасетке стираемости, в 10 случаях – 2, а также в 2 случаях – 3 фасетки стираемости, и на поверхности 1 шины было выявлено 4 фасетки стираемости. Во второй группе пациентов, в которой для изготовления шин применялся метод 3D-печати с использованием материала Formlabs Dental LT Clear Resin, было выявлено по 1 фасетке стираемости в 9 случаях, по 2 фасетки в 11 случаях и по 3 и 4 фасетки в 2 случаях.

Исследуемой величиной в данном эксперименте явилась средняя глубина фасеток стираемости на шинах после 12 месяцев их интенсивного использования пациентами. Среднее значение средней глубины фасеток стираемости составило $0,040 \pm 0,005$ мм (40 ± 5 мкм) в 1 группе, что оказалось достоверно меньше ($P < 0,05$), чем во второй группе, где оно составило $0,047 \pm 0,009$ мм (47 ± 9 мкм). Стоит отметить, что величина средней глубины фасеток стираемости имела низкую дисперсию внутри групп, что при сопоставлении с высокой дисперсией величины средней биоэлектрической активности жевательных мышц в группах исследования свидетельствует о слабом влиянии выраженности гипертонуса жевательных мышц на глубину фасеток стираемости на окклюзионных шинах, и, соответственно, на клиническую целесообразность данного вида лечения.

Полученные величины средней глубины фасеток стираемости являются незначительно малыми в общей концепции окклюзионной терапии, что позволяет сделать вывод о возможности применения как фрезерованных, так и 3D-напечатанных окклюзионных шин, изготовленных из исследуемых материалов для лечения пациентов с бруксизмом.

ВЫВОДЫ

1. Шероховатость поверхности образцов конструкционных материалов, используемых в субтрактивных и аддитивных технологиях производства окклюзионных шин после полировки в клинике одинаковая и составляет 200 нм. Образцы, не прошедшие полировку, имеют высокую шероховатость, и шероховатость распределена неоднородно по образцу. Поверхность образцов, полученных на 3D-принтере, имеет регулярную структуру с периодом 50 мкм. При полировке данная структура сглаживается (уменьшается высота) или полностью выравнивается.

Полировка фрезерованных образцов не влияет на абразивный износ. После начала пластического разрушения верхний слой материала быстро изнашивается и на прочность образца (сопротивление износу) основное влияние оказывают свойства материала в объёме. Значения твёрдости и модуля упругости у образцов полученных аддитивным методом, после полировки в клинике увеличиваются в 2 раза и близки по свойствам к образцу из фрезерованного материала.

2. Среди образцов наиболее высокой шероховатостью после искусственного старения обладают материалы, напечатанные на 3D принтере, по сравнению с

фрезерованными образцами. Все полированные образцы после процедуры старения показали рост значений шероховатости в 2 раза.

Коэффициент трения, измеренный с использованием сферы диаметром 1 мм, имеет взаимосвязь с параметром шероховатости Rz для всех исследованных образцов: чем выше прирост шероховатости, тем сильнее увеличился коэффициент трения.

При абразивном износе с использованием сферы диаметром 130 мкм ширина и глубина канавок, коэффициент трения и линейный износ не отличаются существенно у фрезерованных образцов, прошедших ускоренное старение, и исходных. Наибольшее отличие в твердости измерено для исходного образца, полученного на 3D-принтере – наблюдавшееся до старения значение (0,05 ГПа) возросло в 4 раза. После старения модуль упругости образцов вырос в 3-4 раза.

3. Проведенные исследования по изучению физико-механических свойств конструкционных стоматологических материалов, используемых в технологии компьютерного производства, позволили рекомендовать к дальнейшему клиническому исследованию, с целью лечения пациентов с бруксизмом окклюзионными каппами длительного ношения – Formlabs Dental LT Clear Resin и Vipi Block PMMA .

4. Средний коэффициент отношения средней биоэлектрической активности жевательных и височных мышц при жевании к аналогичному показателю при максимальном волевом сжатии на момент начала лечения составил $74\% \pm 6,20\%$ в первой группе (фрезерованные шины) и $76\% \pm 5,30\%$ во второй группе (шины, изготовленные методом объемной печати); через 3 месяца, он достоверно ($p < 0,05$) снизился в обеих группах на 6%; через 6 месяцев регистрировалось его снижение на 11%, а через 12 месяцев – на 16% в обеих группах исследования. Значимых различий между выборками, в относительных величинах уменьшения коэффициента PU, не выявлено.

5. Среднее значение средней глубины фасеток стираемости окклюзионных шин составило $0,040 \pm 0,005$ мм (40 ± 5 мкм) в группе, где шины изготавливались методом фрезерования, что оказалось достоверно меньше ($P < 0,05$), чем во второй группе, где шины изготавливались методом объемной печати, и оно составило $0,047 \pm 0,009$ мм (47 ± 9 мкм). При этом величина средней глубины фасеток стираемости имела низкую дисперсию внутри групп, что при сопоставлении с высокой дисперсией величины средней биоэлектрической активности жевательных мышц в группах исследования свидетельствует о слабом влиянии выраженности гипертонуса жевательных мышц на глубину фасеток стираемости на окклюзионных шинах, и, соответственно, на высокую клиническую эффективность данного вида лечения.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Проведенные исследования по изучению физико-механических свойств конструкционных стоматологических материалов, используемых в технологии компьютерного производства, позволили рекомендовать к дальнейшему клиническому исследованию, с целью лечения пациентов с бруксизмом

окклюзионными каппами длительного ношения – Formlabs Dental LT Clear Resin и Vipi Block PMMA .

2. Для повышения физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в технологии производства окклюзионных шин, их необходимо подвергать полировки, тогда, как аналогичные свойства приобретаются у материалов, используемых в технологии объемной печати, последующей, термической обработкой. Процедура старения показывает, что термическая обработка образцов, полученных при помощи аддитивных технологий, способна привести к достижению ими повышенных механических свойств.

3. При лечении пациентов с бруксизмом окклюзионными каппами длительного ношения сроком до года, преимущественно использовать в качестве конструкционного материала – Formlabs Dental LT Clear Resin и Vipi Block PMMA.

СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ АВТОРОМ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Сравнительные испытания объемных и поверхностных механических свойств материалов для стоматологических конструкций, полученных с помощью аддитивных технологий / **М.А. Гаджиев**, К.С. Кравчук, Е.В. Гладких, Г.Х. Султанова, А.А. Русаков, А.С. Усеинов, С.В. Апресян. – DOI 10.22184/1993-8578.2021.14.3-4.196.204 // Наноиндустрия. – 2021. – Т. 14, № 3-4 (106). – С. 196–205

2. Анализ механических свойств материалов для стоматологических конструкций после проведения искусственного старения / С.В. Апресян, **М.А. Гаджиев**, К.С. Кравчук, Е.В. Гладких, Г.Х. Султанова, А.А. Русаков, А.С. Усеинов. – DOI 10.22184/1993-8578.2021.14.5.260.269 // Наноиндустрия. – 2021. – Т. 14, № 5 (108). – С. 260–269

3. Сравнительная оценка точности отображения зубной дуги при помощи современных интраоральных 3D-сканеров / И.Д. Бородина, Л.С. Григорьянц, **М.А. Гаджиев**, С.С. Апресян, Р.В. Батов, А.Г. Степанов, С.В. Апресян. – DOI 10.17816/1728-2802-2022-26-4-287-297 // Российский стоматологический журнал. - 2022. – Т. 26, № 4. – С. 287–297

4. Клиническая эффективность окклюзионных шин, изготовленных методом компьютерного моделирования и объемной печати, у пациентов с бруксизмом: клинический случай / С.В. Апресян, А.Г. Степанов, **М.А. Гаджиев**, И.Д. Бородина, А.В. Хейгетян. – DOI 10.17816/1728-2802-2021-26-3-199-211 // Российский стоматологический журнал. – 2022. – Т. 26, № 2. – С. 199–211

5. Гаджиев, М.А. Оценка физико-механических свойств конструкционного материала, используемого в технологии изготовления стоматологических ортопедических конструкций методом 3D-печати, в условиях искусственного старения / **М.А. Гаджиев**, С. В. Апресян, А.Г. Степанов // Институт стоматологии. – 2022. – № 1 (94). – С. 104–106

6. Исследование поверхности образцов конструкционных материалов для изготовления окклюзионных шин с помощью CAD/CAM технологий / С. В. Апресян, А.Г. Степанов, М.С. Деев, **М.А. Гаджиев** // Институт стоматологии. – 2022. – № 3 (96). – С. 93–95

7. Гаджиев, М.А. Анализ механических свойств материалов для стоматологических конструкций после проведения искусственного старения / **М.А. Гаджиев** // Актуальные вопросы стоматологии: сборник тезисов межвузовской конференции (Москва, 31 марта 2022 г.). – Москва: РУДН, 2022. – С. 28–32.

Гаджиев Магаммед Азер оглы

Россия

Лабораторно-клиническое обоснование выбора конструкционного материала для окклюзионных шин, используемых при лечении бруксизма, изготавливаемых методом компьютерного производства.

В данной работе изучены физико-механические свойства материалов используемых в технологиях аддитивного и субтрактивного производства стоматологических конструкций в доклинических и клинических исследованиях.

Полученные результаты позволили рекомендовать материалы Formlabs Dental LT Clear Resin и Vipi Block PMMA для изготовления окклюзионных шин длительного ношения в протоколе лечения пациентов с бруксизмом.

Полученные результаты обеспечивают повышение эффективности ортопедического стоматологического лечения пациентов с бруксизмом полимерными окклюзионными шинами, изготовленными методами компьютерного производства.

Hajiyev Magomed Azer ogly

Russia

Laboratory and clinical justification of the choice of structural material for occlusive splints used in the treatment of bruxism, manufactured by computer production.

In this paper, the physicommechanical properties of materials used in technologies of additive and subtractive production of dental structures in preclinical and clinical studies are studied.

The results obtained allowed us to recommend the materials Formlabs Dental Clear Resin and Vip Black PUMA for the manufacture of long-wearing occlusive splints in the protocol of treatment of patients with bruxism.

The results obtained provide an increase in the effectiveness of orthopedic dental treatment of patients with bruxism with polymer occlusive splints made by computer production methods.