

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение  
высшего образования «Российский университет дружбы народов имени  
Патриса Лумумбы»

*На правах рукописи*

**Бутков Денис Сергеевич**

**КЛИНИКО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ  
ПРИМЕНЕНИЯ ОККЛЮЗИОННЫХ ШИН, ИЗГОТАВЛИВАЕМЫХ  
МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ И  
ПРОИЗВОДСТВА, В ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С ДИСФУНКЦИЕЙ  
ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА, ОСЛОЖНЕННОЙ  
БРУКСИЗМОМ**

3.1.7. Стоматология

Диссертация

на соискание ученой степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

**Степанов Александр Геннадьевич,**

доктор медицинских наук, доцент

Москва – 2023

## ОГЛАВЛЕНИЕ

|  |    |
|--|----|
| ВВЕДЕНИЕ.....  | 5  |
| ГЛАВА 1. ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР.....   | 16 |
| 1.1. Методы лечения патологии ВНЧС. ....   | 19 |
| 1.2. Функциональные методы диагностики и лечения патологии ВНЧС и бруксизма .....  | 26 |
| 1.3. Цифровые технологии изготовления стоматологических ортопедических конструкций. ....   | 31 |
| Раздел 1.4. Конструкционные материалы, используемые для фрезерования и 3D-печати окклюзионных (позиционирующих) шин .....  | 37 |
| ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....   | 44 |
| 2.1 Материал и методы изучения физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в технологии аддитивного производства окклюзионных шин.....  | 48 |
| 2.1.1. Метод определения механических свойств (трехточечный изгиб) .....   | 50 |
| 2.1.2. Метод определения твердости .....   | 51 |
| 2.1.3. Метод определения износостойкости .....   | 52 |
| 2.1.4. Метод форсированного теплового старения .....   | 53 |
| 2.2. Материал и методы математического моделирования .....   | 55 |
| 2.3 Разработка конструкции окклюзионной зубной шины в протоколе лечения пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной гипертонусом жевательных мышц. ....  | 61 |
| 2.4. Материал и методы клинической апробации разработанной конструкции окклюзионной зубной шины в протоколе лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной гипертонусом жевательных мышц. .... | 63 |
| 2.4.1. Характеристика пациентов клинических групп .....  | 65 |
| 2.4.2. Материалы и методы клинического обследования пациентов .....  | 66 |
| 2.4.3. Рентгенологические методы исследования .....  | 67 |
| 2.4.4. Электроэнцефалография (ЭЭГ). ....   | 69 |
| 2.4.5. Определение биоэлектрической активности жевательных мышц (ЭМГ).....   | 72 |
| 2.4.6. Инструментальная оценка окклюзионных контактов зубных рядов.....  | 74 |
| 2.4.7. Определение терапевтической позиции нижней челюсти.....   | 76 |

|   |            |
|---|------------|
| 2.4.8. Регистрации гемодинамических показателей микроциркуляторного русла тканей пародонта. ....  | 80         |
| 2.5. Методы определения динамического изменения конструкции позиционирующих окклюзионных шин. ....  | 85         |
| 2.6. Материал и методы статистической обработки данных. ....  | 87         |
| <b>ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ЛАБОРАТОРНО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ. ....</b>   | <b>88</b>  |
| 3.1 Результаты изучения физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в технологии аддитивного производства окклюзионных шин. ....   | 88         |
| 3.1.1. Результаты определения механических свойств (трехточечный изгиб).....  | 88         |
| 3.1.2. Результаты определения твердости.....  | 90         |
| 3.1.3. Результаты определения износостойкости.....  | 92         |
| 3.1.4. Результаты изучения физико-механических свойств конструкционных материалов после форсированного теплового старения.....  | 94         |
| 3.2. Результаты математического моделирования.....  | 101        |
| 3.2.1. Результаты определения влияния конструкционных элементов окклюзионных шин на напряженно-деформированное состояние зубов и тканей пародонта у пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом..... | 101        |
| 3.2.2. Результаты разработки способа определения давления, оказываемого на зуб при окклюзии зубных рядов.....   | 109        |
| <b>ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....</b>  | <b>111</b> |
| 4.1. Результаты разработки конструкции окклюзионной зубной шины в протоколе лечения пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной гипертонусом жевательных мышц. ....   | 111        |
| 4.2. Результаты клинической апробации протокола лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной гипертонусом жевательных мышц. ....   | 118        |
| 4.2.1. Результаты исследования показателей средней биоэлектрической активности жевательных мышц методом поверхностной электромиографии.....   | 118        |
| 4.2.2. Результаты исследования показателей симметричности левой и правой собственно жевательных мышц и височных мышц.....   | 123        |
| 4.2.3. Исследование гемодинамических показателей микроциркуляторного русла тканей пародонта методом лазерной доплеровской флуометрии.....   | 129        |

|   |     |
|---|-----|
| 4.2.4 Результаты оценки целостности окклюзионной шины по результатам клинического применения..... | 132 |
| 4.2.5. Клинический пример. ....   | 136 |
| ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....  | 173 |
| ВЫВОДЫ.....   | 186 |
| ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....  | 189 |
| СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....  | 191 |
| СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ .....  | 193 |

## ВВЕДЕНИЕ

### **Актуальность исследования**

Синдром мышечно-суставной дисфункции ВНЧС является сложным заболеванием полиэтиологического характера, требующим комплексного подхода к диагностике и лечению (Гажва С.И. 2015). Это вызвано разнообразием симптомов и клинических проявлений данного заболевания. Часто пациенты обращаются не к стоматологам, а к другим специалистам, включая отоларингологов, неврологов, психиатров, что создает дополнительные трудности в диагностике и лечении дисфункции ВНЧС (В.М. Безруков, В.А. Семкин, Л.А. Григорянц 2002). Помимо этого, в связи с наличием множества этиологических факторов, лечение данного заболевания требует комплексного подхода, что представляет собой более сложную задачу (K. Herb, S. Cho, M.A. Stiles 2006).

В развитии дисфункции височно-нижнечелюстного сустава играет роль несколько этиологических факторов. Ими могут быть как психоэмоциональное состояние пациентов, так и травмы, дефекты зубных рядов и так далее (С.Л. Pankhurst 1997; Д.Л. Козлов, А.Я. Вязьмин 2007). Глобально выделяют три теории возникновения данной патологии. Это – окклюзионно-артикуляционная теория, миогенная и психогенная теории (В.В. Баданин 2000). Ряд авторов отмечает, что в нарушении кинетики височно-нижнечелюстного сустава имеет место сочетанное поражение пародонта на фоне парафункции жевательной мускулатуры. Но несмотря на большое количество публикаций, посвященных этой патологии, сведения об этиологии, диагностике и патогенезе дисфункции ВНЧС весьма противоречивы (В.Е. Егоров 2012; Ю.Л. Писаревский, Л.Г. Ерофеева, В.Ф. Щербакова 2007). На данный момент нет единого мнения относительно возникновения и развития дисфункции височно-нижнечелюстного сустава, но во всех работах отмечается, что каждый фактор вносит свой вклад в развитие заболевания.

Одной из основных причин развития патологии ВНЧС является бруксизм, ввиду своей большой распространенности, разнообразия клинической картины, трудностей в диагностике и лечении, требующих дифференцированного подхода врачей различного профиля.

Пациенты с дисфункцией ВНЧС, осложненной парафункциями жевательных мышц, занимают уникальную нишу среди всех стоматологических пациентов, так как заболевание имеет множество этиологических факторов и может долго время оставаться без должной диагностики и внимания со стороны специалистов.

В настоящее время доступно множество методов лечения дисфункции ВНЧС, таких как: сплент-терапия, применение окклюзионных и иммобилизирующих шин (M.Z. Al-Ani и др. 2016; S.J. Watkins, K.W. Hemmings 2000, Асташина Н.Б. 2022).

Большинство клиницистов сходятся во мнении, что необходимо менять положение нижней челюсти при наличии клинических симптомов МСД ВНЧС путем использования окклюзионных шин, однако до сих пор идут споры о способах и методах изготовления шин и их конструкционных особенностях.

Современную стоматологию трудно представить без компьютерных технологий (CAD/CAM) (Степанов А.Г. 2021,2022). Сегодня субтрактивные и аддитивные методики занимают лидирующие позиции, а также представляются многим авторам наиболее перспективными, так как оптимизируют время врача, создают более анатомически точные конструкции, а также позволяют осуществлять корректировку изделия до непосредственного изготовления (Арутюнов С.Д., 2020, Апресян С.В. 2021., Степанов А.Г. 2022.)

Основной проблемой в применении аддитивных технологий, является качество конструкционных материалов, используемых в указанных протоколах производства. Таким образом, привлечение современных компьютерных технологий производства и моделирования и поиск новых конструкционных

материалов является актуальной задачей для повышения качества диагностики и лечения дисфункции височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом.

### **Цель исследования**

Повышение эффективности ортопедического стоматологического лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом, окклюзионными шинами изготовленными методами компьютерного производства.

### **Задачи исследования:**

1. Исследовать физико-механические свойства стоматологических конструкционных материалов и оценить возможность их применения в аддитивном производстве окклюзионных шин для пациентов с повышенным жевательных мышц.
2. Оценить изменения физико-механических свойств стоматологических конструкционных материалов, используемых в аддитивных технологиях производства окклюзионных шин, после ускоренного форсированного старения, имитирующего длительное нахождение конструкций в полости рта.
3. С помощью математического моделирования определить сроки функционирования окклюзионных шин, у пациентов повышенным мышечным тонусом и оценить, влияние конструкционных элементов окклюзионных шин на напряженно-деформированное состояние зубов и тканей пародонта.
4. По результатам данных математического моделирования и проведенных физико-механических испытаний предложить конструкцию окклюзионной зубной шины для лечения пациентов с отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом.
5. Предложить протокол клинического применения разработанных конструкций индивидуальных окклюзионных зубных шин в лечении пациентов

с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом.

6. Оценить клиническую эффективность использования разработанных конструкций, позиционирующих окклюзионных зубных шин в протоколе лечения пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом.

### **Научная новизна исследования**

Исследованы физико-механические свойства отечественных конструкционных материалов, используемых в технологии аддитивного производства окклюзионных шин для пациентов с повышенным тонусом жевательных мышц, до и после форсированного старения имитирующего длительное нахождение конструкций в полости рта.

Определены, в математическом эксперименте, методом конечных элементов, сроки функционирования и влияние конструкционных элементов окклюзионных шин, изготовленных методом объемной печати, на напряженно-деформированное состояние зубов и тканей пародонта у пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом.

Впервые, по результатам математического моделирования и проведенных физико-механических испытаний разработана окклюзионная зубная шина, для лечения пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом, имеющая в своей конструкции искусственные отсутствующие зубы, отпечатки зубов антагонистов и наклонные пелоты, направляющие и ограничивающие движение нижней челюсти в трансверсальном направлении (Патент РФ №2694503 от 15.07.2019).

Разработан протокол клинического применения позиционирующих окклюзионных зубных шин в лечении пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной



бруксизмом, включающий этапы моделирования и производства шин, позиционирование нижней челюсти, временное и постоянное протезирование (Патент РФ № 2696235 от 31.07.2019).

Разработано устройство и способ мониторинга гемодинамики тканей пародонта, позволяющие осуществлять динамический контроль и репрезентативность проведения лазерной доплеровской флуометрии микроциркуляторного русла тканей пародонта (Патент РФ 2747386 от 04.05.2021; Патент РФ 2738729 от 16.12.2020).

Разработан способ определения окклюзионных контактов, путем объективной оценки жевательного давления, оказываемого на зуб у стоматологических пациентов для выявления резервных сил пародонта (Патент РФ 2693129 от 02.07.2019).

В проведенном клиническом исследовании доказано, что при использовании позиционирующих зубных шин в протоколе лечения пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом, биоэлектрическая активность жевательных мышц в состоянии покоя снижается на  $17\% \pm 3,19\%$ , при максимальном волевом сжатии на  $13\% \pm 5,00\%$ , при жевании на  $19\% \pm 6,34\%$ , тогда как, средний показатель симметричности собственно жевательных мышц возрастает на  $8\% \pm 13,74\%$ , а височных мышц – на  $11\% \pm 14,10\%$ , что подтверждает ведущую роль шина-терапии в ортопедической реабилитации профильного пациента.

Определено, что при использовании позиционирующих зубных шин в протоколе лечения пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, значения перфузии, уровня интенсивности тканевого кровотока и коэффициент вариации имеют тенденцию к увеличению с течением времени активного лечения.

### **Теоретическая и практическая значимость**

Проведены физико-механические испытания отечественных конструкционных материалов, используемых в технологии аддитивного производства окклюзионных шин для пациентов с гипертонусом жевательных мышц, до и после форсированного старения имитирующего длительное нахождение конструкций в полости рта, позволившие сформулировать рекомендации к их клиническому использованию.

Проведённый эксперимент по изучению напряженно-деформированного состояние зубов и тканей пародонта у пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом, на персонализированной математической модели, позволил определить сроки функционирования и влияние конструкционных элементов окклюзионных шин, изготовленных методом объемной печати, на элементы зубочелюстной системы.

Проведенное диссертационное исследование дает основания полагать, что ортопедическое лечение пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом, с применением стабилизирующих окклюзионных шин, приводит к нормализации окклюзии и восстановлению нормальной микроциркуляции тканей пародонта.

Разработаны и апробированы окклюзионная зубная шина, для лечения пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом, и протоколы её производства, и клинического применения.

Проведена оценка клинической эффективности использования разработанных конструкций, позиционирующих окклюзионных зубных шин в протоколе лечения пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом.

Разработанные устройство и способ мониторинга гемодинамики тканей пародонта, позволяют осуществлять динамический контроль и репрезентативность проведения лазерной доплеровской флуометрии микроциркуляторного русла пародонтального комплекса.

Разработанный способ определения окклюзионных контактов, позволяет рассчитать резервные сила пародонта, путем объективной оценки жевательного давления, оказываемого на зуб у стоматологических пациентов.

Разработанный протокол ортопедической стоматологической реабилитации, позволяет повысить эффективность лечения пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом, окклюзионными шинами изготовленными методами компьютерного производства.

### **Методология и методы исследования**

Для выявления конструкционных материалов, используемых в технологии производства окклюзионных шин методом объемной печати, был проведен анализ 5745 источника научной литературы электронных библиотек PubMed, Scopus, eLibrary и на сайте Роспатента за период с 2017 по 2022 годы.

При определении физико-механических свойств конструкционных материалов, исследуемых в диссертации: определение механических свойств в испытаниях на изгиб проводилось в соответствие с ГОСТ 31572-2012 на универсальной испытательной машине Instron 59824; твердость материалов определяли в соответствии ГОСТ 4670-2015 на испытательной машине Instron 5965; Испытание на износостойкость проводили на универсальном приборе Thermo Scientific UMT-3; старение материалов имитировали по стандарту ASTM F1980 применяя теорию Аррениуса. Всего в лабораторно-экспериментальном исследовании было изучено 90 образцов конструкционных материалов.

Влияния конструкционных особенностей окклюзионных шин, изготовленных методом объемной печати, на биомеханические характеристики зубов нижней челюсти, пародонтального комплекса и костную ткань, осуществлялось проведением анализа напряженно-деформированного состояния методом конечных элементов в математическом эксперименте.

Преобразование растровых изображений КТ в трехмерную твердотельную модель зубного ряда осуществлялось с применением программных комплексов Mimics 17.0 и 3-matic 6.1.

В клиническом исследовании приняли участи 131 пациент с частичным отсутствием зубов и дисфункцией ВНЧС осложнённой гипертонусом жевательных мышц. В соответствии с критериями включения и не включения в исследование, проводилось лечение 70 больных, рандомизированно разделенных на 2 равные группы.

Так же всем пациента, как на этапе формирования клинических групп, так и на этапах проводимого лечения – 3, 6 и 12 месяцев, проводили специальные и дополнительные методы исследования, такие как, компьютерная томография челюстей и ВНЧС в открытом и закрытом состояниях, аппаратное определение окклюзии, электроэнцефалография, электромиография, доплеровская флоуметрия.

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

### **Внедрение результатов исследования**

Результаты исследования внедрены в образовательный процесс Медицинского института Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы», а также внедрены в лечебный процесс в клинико-диагностических центрах, стоматологических клиниках Медицинского института Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы», Центре цифровой стоматологии «МАРТИ», ГАУЗ МО «Пушкинская городская стоматологическая поликлиника».

### **Основные положения, выносимые на защиту:**

1. Объективные данные о конструкционных материалах, полученные в физико-механических испытаниях и математическом эксперименте, являются ключевыми в разработке окклюзионных зубных шин, используемых в клиническом протоколе ортопедической реабилитации пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом.

2. Обязательным этапом в клиническом протоколе ортопедической стоматологической реабилитации пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом, является применение позиционирующих окклюзионных шин сроком не менее трех месяцев.

### **Степень достоверности результатов и апробация работы**

В клиническом исследовании приняли участие 131 пациент с частичным отсутствием зубов и дисфункцией ВНЧС осложнённой гипертонусом жевательных мышц. В соответствии с критериями включения и не включения в исследование, проводилось лечение 70 больных, рандомизированно разделенных на 2 равные группы. Использовали современные клинические и статистические методы.

Основные положения диссертации доложены и обсуждены на VI всероссийской научно-практической конференции «3D-технологии в медицине» (Нижний Новгород 06.11.2020). Апробация проведена на межкафедральном совещании института цифровой стоматологии и стоматологии ФНМО МИ ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы», протокол № 8 от 14.04.2023.

### **Список публикаций по теме диссертации**

По материалам исследования опубликовано 5 печатных работ, из них 3 работы - в журнале, индексируемом в международной базе данных Scopus, одна работа - в журнале, рекомендованном Перечнем РУДН/ВАК/Scopus, одна работа – в иных изданиях, а также получено 5 патента на изобретения.

#### **Личное участие в проведенном исследовании.**

Автор самостоятельно провел анализ 5745 источников научной литературы электронных библиотек PubMed, Scopus, eLibrary и на сайте Роспатента за период с 2017 по 2022 годы.

Организовал и провел исследования по определению физико-механических свойств 90 образцов конструкционных материалов, используемых в технологии аддитивного производства окклюзионных шин.

Провел анализ напряженно-деформированного состояния методом конечных элементов в математическом эксперименте.

Автор обследовал и лечил 131 пациента обоих полов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией ВНЧС осложнённой гипертонусом жевательных 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.

#### **Структура и объем 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 210 источников, в том числе 163 отечественных авторов и 47 иностранных. Диссертация изложена на 216 страницах компьютерного текста. Диссертация иллюстрирована 27 таблицами, 88 рисунками и фотографиями.

## ГЛАВА 1. ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР

### Введение

Несмотря на значительные успехи в развитии современной стоматологии, на сегодняшний день по-прежнему довольно большое число пациентов страдает от различных проявлений синдрома мышечно-суставной дисфункции височно-нижнечелюстного сустава (МСД ВНЧС). По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) распространенность заболевания составляет около 40%. От 25% до 83% взрослого населения России имеют те или иные клинические проявления данной патологии (Стоматологическая Ассоциация России, СТАР, 2022). Причем, как правило, дисфункция ВНЧС встречается у лиц в возрасте от 20 до 50 лет, то есть в основной группе трудоспособного населения [26,45,63,68]. А учитывая выраженное разнообразие клинических симптомов, которые могут оказывать существенное влияние на общее состояние пациента (боль, ограничение открывания рта), мышечно-суставная дисфункция ВНЧС является социально-значимым стоматологическим заболеванием, требующим новых подходов к диагностике и лечению. По данным отечественных и зарубежных авторов чаще всего клинические проявления дисфункции ВНЧС и жевательных мышц встречаются у женщин трудоспособного возраста (до 90% пациентов различных исследований) [19,20,26,49,191,198].

В. А. Хватова (2009) дает следующее определение мышечно-суставной дисфункции ВНЧС - «нарушение координированной работы жевательных мышц и височно-нижнечелюстного сустава с нарушением взаимного расположения головки и диска относительно суставного бугорка», из чего следует, что данное патологическое состояние является функциональным, при котором отсутствуют структурные изменения костных поверхностей. Однако, без должного лечения функциональные нарушения перерастают в морфологические и приводят к развитию остеоартроза.



Клиническая симптоматика может быть различной и имеет сложную дифференциальную диагностику: около 50% пациентов отмечают боль и дискомфорт в области шеи и верхней части спины, в плечевом поясе, 20% - в области жевательных мышц, 48% имеют щелчки в области ВНЧС, у 26 % встречаются оториноларингологические симптомы (заложенность ушей, першение в горле, головокружение и шум в ушах). Головную боль испытывают от 37 до 60% пациентов с ДВНЧС, дневной бруксизм отмечают около 34%, для 30 % характерна боль при открывании рта. Реже встречается ночной бруксизм - 14,6%, чувство скованности в жевательных мышцах в утреннее время - 12,5%, ограничение открывания рта - 11,5%, «заклинивание» нижней челюсти - 11,5%. [49].

Синдром мышечно-суставной дисфункции ВНЧС является сложным заболеванием полиэтиологического характера, требующим комплексного подхода к диагностике и лечению. Среди этиологических факторов выделяют такие как дефекты твердых тканей зубов, частичная потеря зубов, различные зубочелюстные аномалии и деформации, заболевания пародонта, повышенная стираемость зубов, патологические состояния жевательных мышц, длительно существующий эмоциональный стресс, травмы челюстно-лицевой области, ошибки статмологического лечения, нарушения геометрии тела, диффузные поражения суставов, а также общесоматическая патология [15,20,26,28,34,35,51,53,63,75,144,154, 179,205]. Несмотря на широкий спектр этиологических факторов на сегодняшний день выделяют две основные концепции развития функциональной патологии ВНЧС: окклюзионно-артикуляционную, согласно которой в основе развития патологического процесса лежит изменение окклюзионных взаимоотношений зубных рядов [20,69,77,107,108,128,155] и миогенную, ставящую на первое место изменение нормального функционирования жевательных мышц [37,53,62,89,93,120,144,151,157].

Многие авторы указывают на ключевую роль хронического стресса в патогенезе МСД ВНЧС, как пускового фактора развития спазма жевательной мускулатуры, нарушения окклюзии и, как следствие, изменения положения нижней челюсти и элементов сустава. Причем значение психогенной теории в настоящее время становится все более актуальным в связи с меняющимся темпом жизни, урбанизацией и увеличением количества и качества стресс-факторов внешней среды [26,35,51,52,70].

По данным ряда авторов у пациентов с дисфункцией ВНЧС чаще других диагностируется бруксизм – патологическое состояние жевательных мышц, для которого характерны непроизвольное сжатие челюстей и скрежет зубов, отличающиеся от обычных движений нижней челюсти во время жевания [105,154,158]. Запуск парафункциональной активности происходит под влиянием стрессовых факторов, окклюзионной дисгармонии, нарушений сна и соматической патологии [105]. Боль и эмоциональный стресс, связанные с мышечно-суставной дисфункцией ВНЧС, могут приводить к развитию тревожно-депрессивного синдрома, что, в свою очередь, проявляется сокращением жевательных мышц и сжатием зубов [95,132,148]. Это еще больше усугубляет симптомы дисфункции и в литературе носит название цикла тревога – боль – напряжение [62]. В исследовании клинических симптомов МСД ВНЧС у более, чем 1000 пациентов, проведенном Progiante et al. (2015), у 30% респондентов выявлены симптомы дневного бруксизма, а у 33,4% - ночного.

Таким образом, очевидно, что патологические состояния ВНЧС тесно связаны с патологическими состояниями жевательных мышц, являясь звеньями единого процесса: стресс или окклюзионная дисгармония могут вызвать спазм и дискоординацию работы жевательной мускулатуры, что при длительном существовании приводит к изменению положения суставных дисков и головок нижней челюсти в суставных ямках и, как следствие – дисфункции ВНЧС. При

этом происходит травма нервных окончаний капсулы сустава, биламинарных зон и нарушение гемодинамики тканей [53,93,124,155].

Пациенты с дисфункцией ВНЧС, осложненной парафункциями жевательных мышц, занимают уникальную нишу среди всех стоматологических пациентов, так как заболевание имеет множество этиологических факторов и может долго время оставаться без должной диагностики и внимания со стороны специалистов. Интересен тот факт, что 48% пациентов, уже прошедших ортопедическое лечение по тем или иным показаниям, имеют признаки мышечно-суставной дисфункции [45]. По данным Б. Р. Якупова (2013) и А. И. Яременко (2015) количество больных продолжает расти и за последние годы увеличилось в 3, 6 раза, что может быть связано как с улучшением диагностики, так и с возрастанием роли психогенного фактора и ростом информированности пациентов о существующих стоматологических заболеваниях.

На данный момент по-прежнему существуют большие трудности в оказании необходимой стоматологической помощи, нет четкого алгоритма лечебных мероприятий, что обуславливает высокую актуальность и социальную значимость настоящего исследования.

### **1.1. Методы лечения патологии ВНЧС.**

Основные принципы диагностики и лечения мышечно-суставной дисфункции были сформулированы еще в 1989 г. Д. М. Ласкиным, но и по сей день представляют собой сложную и далеко не решенную проблему, хотя исследования в этой области делятся уже более века. На необходимость комплексного подхода к лечению данной патологии указывают многие авторы [1,17,36,25,122,131,148,154,175,197]. При определении лечебной тактики необходимо в первую очередь выяснить этиологические факторы, способствовавшие развитию заболевания, и на основании проведенной

диагностики оценить степень изменения взаимного расположения элементов сустава.

Лечение дисфункции ВНЧС всегда комплексное и, как правило, включает в себя два этапа: активное лечение и закрепление результатов изменения положения нижней челюсти. Активное лечение подразумевает ортопедическое лечение с применением окклюзионных шин, физиотерапевтическое лечение, медикаментозную терапию. Фиксация нового терапевтического положения нижней челюсти осуществляется посредством ортодонтического лечения или постоянного протезирования [6,114,131].

Консервативный метод лечения дисфункции является наиболее целесообразным и включает в себя медикаментозное лечение, физиотерапию и нормализацию окклюзии [108,11,116,139,155]. В качестве медикаментозной терапии назначаются анальгетики и транквилизаторы [36,38,153], применение которых помогает снять эмоциональное напряжение и мышечный спазм и создает условия для проведения последующих этапов лечения, что особенно важно для пациентов с выраженной парафункциональной мышечной активностью.

В арсенале физиотерапевтических методов лечения МСД ВНЧС имеются такие процедуры, как флюктуаризация, синусоидальные модулированные токи, ультрафонофорез кортикостероидов, электрофорез, микроволновая терапия, диадинамотерапия [38,69,104,107,139]. Физиотерапия позволяет уменьшить выраженность болевого синдрома и снять воспалительные явления, однако, ввиду наличия противопоказаний, не может применяться повсеместно.

Ряд авторов указывают на эффективность ботулинотерапии жевательных мышц у пациентов с дисфункцией ВНЧС, осложненной бруксизмом [95,105,132]. Механизм действия ботулинического нейропротеина основан на модификации афферентных импульсов от рецепторов мышц в ЦНС. Ботулинический нейропротеин оказывает воздействие на механизмы

нейропластичности и меняет гиперактивность стволовых и спинальных нейронов [105].

Важнейшим методом нормализации окклюзионных взаимоотношений является ортопедическое лечение, которое может применяться как самостоятельно, так и в сочетании с другими методами [2,17,25,61,69,139,155,195,198] и включает в себя избирательное шлифование, изготовление окклюзионных сплинтов - ортотиков и рациональное протезирование, как залог стабильного положения нижней челюсти и элементов ВНЧС.

Сегодня для лечения дисфункции ВНЧС и жевательных мышц широкое применение находит сплент-терапия [3,6,23,152,156]. Окклюзионная сплент-терапия оказывает комплексное воздействие на жевательно-речевой аппарат [107,203,205]. Принцип действия окклюзионных капп состоит в изменении соотношения зубных рядов верхней и нижней челюстей и установлении нижней челюсти в новое терапевтическое положение, обеспечивающее оптимальный мышечный баланс [6,160,199]. Применение окклюзионных капп (сплинтов) для лечения дисфункции ВНЧС имеет патогенетическое обоснование, поскольку обеспечивает регулирование нейромышечной координации, уменьшение болевого симптома, достижение нужного положения суставных головок нижней челюсти, равномерного распределения нагрузки при бруксизме, способствуя тем самым улучшению функции пораженного сустава [153,156,160].

На сегодняшний день большинство клиницистов сходятся во мнении, что необходимо менять положение нижней челюсти при наличии клинических симптомов МСД ВНЧС путем использования окклюзионных шин [25,156,199], однако до сих пор идут споры о способах и методах изготовления шин и их конструктивных особенностях. Единственным правильным физиологическим вариантом, по мнению Д. Е. Карлсона (2009), является смещение нижней

челюсти книзу или книзу и кпереди с аналогичным изменением положения суставных головок, что приводит к декомпрессии в ВНЧС.

В настоящее время существует более 40 видов различных шин, которые различаются по способам фиксации в полости рта, расположению на верхней или нижней челюстях, по материалу изготовления, и виду окклюзионного контакта каппы с зубами – антагонистами [156,166]. В. А. Хватова и С.О. Чикунов (2010) предложили классификацию окклюзионных шин по назначению: разобщающие, центрирующие, релаксационные и стабилизирующие. Механизм действия разобщающих капп основан на устранении компрессии в области ВНЧС за счет увеличения межокклюзионного пространства и размеров верхнего отдела суставной щели при его сужении. Применение данной конструкции каппы при бруксизме оправдано в том случае, если не планируется изменение положения нижней челюсти в трансверзальной и сагиттальной плоскостях [156,166,196].

Миорелаксирующие каппы обеспечивают снижение тонуса жевательных мышц при наличии болевого синдрома, их гипертонуса или спазма [156,158]. За счет миорелаксации осуществляется постепенный переход головок ВНЧС в положение физиологической окклюзии [160].

Для стабилизации положения нижней челюсти после восстановления нормального тонуса жевательных мышц используются каппы с аналогичным названием - стабилизирующие. При их применении суставные головки переводятся в положение центральной окклюзии с формированием одновременных равномерных контактов на всех зубах [69,108].

При изменении взаимного расположения суставных дисков и головок относительно суставного бугорка и ямки необходимо применение репозиционных капп, которые в зависимости от направления необходимого смещения нижней челюсти могут быть протрузионными и дистракционными [3,156,160]. Протрузионные каппы используются при дистальном смещении головок нижней челюсти и вентральном смещении суставных дисков, для них

характерны глубокие отпечатки бугорков жевательных зубов [38,198,199]. Цель применения дистракционных капп - уменьшение компрессии в ВНЧС, при этом первоначально окклюзионные контакты с зубами -антагонистами делают только в боковых отделах. Затем, за счет разворачивания нижней челюсти окклюзионные контакты становятся равномерными и достигают и передней группы зубов [63,139,154].

До сих пор остается спорным вопрос о позиционировании каппы на верхней или нижней челюсти, так как у каждой из данных локализаций есть свои преимущества и недостатки, показания и ограничения в использовании [156,160,176, 197,201,202].

Размещение каппы зависит от количества сохранившихся зубов на челюсти, условий для ее ретенции, характера окклюзионных контактов зубов-антагонистов, выраженности сагиттального резцового пути, пути ведения в боковой окклюзии [139,156]. (Описаны исследования отечественных и зарубежных авторов, где при терапии ночного бруксизма используются жесткие сплинты из акриловых пластмасс с позиционированием на верхней челюсти и различным дизайном окклюзионных поверхностей, в том числе и двухчелюстные аппараты [139,169,154,160].

В своей работе по изучению различных конструкций окклюзионных шин для лечения ночного бруксизма И.Е. Шотт, В.П. Кавецкий и В.И. Долин (2021) провели сравнение трех групп пациентов с бруксизмом сна: не пользующихся окклюзионными каппами, пользующихся каппами с восстановленным клыковым и резцовым ведением, пользующихся каппами с восстановленным резцовым и групповым ведением в боковой окклюзии. Оценка результатов исследования проводилась по данным электромиографии жевательных и височных мышц. Наибольшая эффективность доказана для группы пациентов, пользовавшихся в течение 30 дней окклюзионными каппами с резцовым и клыковым ведением.

Традиционно окклюзионные каппы изготавливают из пластмасс горячей или холодной полимеризации и термопластических материалов [156]. На рабочей модели из высокопрочного гипса воском моделируют необходимую форму и толщину будущей каппы, затем воск заменяют на пластмассу методом горячей полимеризации, либо используют пластмассу холодной полимеризации непосредственно для изготовления каппы на модели. Преимуществом пластмасс является их относительная дешевизна, простота в использовании, стабильность формы. Пластмассовые каппы легко корректировать в зависимости от клинической ситуации, причем они легко поддаются как шлифовыванию абразивными инструментами, так и наращиванию быстротвердеющей пластмассой. К недостаткам изготовления окклюзионных капп методом горячей полимеризации пластмассы относят гиперсаливацию, зачастую недостаточную фиксацию и наличие болевых ощущений у некоторых пациентов [156, 201, 202].

Пластмассы состоят из порошка и жидкости, которые после смешивания и последующего нагревания переходят в твердое состояние («Синма», «Этакрил», «Эластопласт» и др.). Порошок представляет собой сополимеры акриловых мономеров, также в его состав входят пластификаторы, наполнители, инициаторы и красители. Основу жидкой части чаще всего составляет смесь метилового и этилового эфиров метакриловой кислоты, дополнительно в ее состав входят катализаторы, активаторы, ингибиторы процесса самополимеризации и сшивающие агенты для повышения твердости, тепло- и износостойкости [117]. Пластмассы горячей полимеризации являются довольно инертным материалом по отношению к слизистой оболочке полости рта; сохраняют свою форму при длительном использовании, имеют высокую химическую стойкость; прочность и эластичность. Конструкции, изготовленные из них, устойчивы к поломкам, стираемости и деформациям; имеют низкую теплопроводность, вследствие чего не меняют процессы терморегуляции; довольно легкие; не имеют неприятного вкуса и запаха



[1,17,61]. Пластмассы холодной полимеризации имеют существенные недостатки, что ограничивает их использование в ортопедической стоматологии: отверждение пластмасс происходит под действием третичного амина, что снижает их молекулярную массу, большее выделение остаточного мономера и как следствие большая токсичность, низкая цветостойкость и склонность к желтизне, наличие неприятного вкуса, возможность аллергических реакций [117]. Кроме того, согласно Постановлению Правительства Российской Федерации от 29.07.2017 № 903 в настоящее время применение пластмасс холодного отверждения, в составе которых есть метилакрилат и метилметакрилат (ММА) в концентрации более 15%, в условиях клиники ограничено введением их в реестр прекурсоров.

Для изготовления окклюзионных капп широкое применение нашли стандартные полимерные пластины для вакуум-формеров. Метод изготовления капп заключается в термовакуумной формовке пластин - способности термопластических материалов легко формироваться в нагретом состоянии и сохранять приобретённую форму после охлаждения. Под давлением разогретая пластина обжимается по гипсовой модели, после чего излишки материала обрезаются до нужного уровня. Применяется довольно широкий диапазон пластин: в зависимости от цвета, степени жесткости и толщины (от 0,5 до 3 мм) [30].

Известен также комбинированный метод изготовления окклюзионных капп: первоначально получают жесткую каппу из термопластического материала нужной толщины, затем после предварительной пескоструйной обработки с помощью пластмассы холодной полимеризации корректируют окклюзионную поверхность каппы для достижения необходимых окклюзионных взаимоотношений [123].

## **1.2. Функциональные методы диагностики и лечения патологии ВНЧС и бруксизма**

Основные задачи диагностического процесса — это постановка диагноза, определение местных и общих этиологических факторов заболевания, а также стадии процесса и возможных осложнений. Полученная в ходе клинического осмотра информация позволяет в случае необходимости использовать дополнительные методы обследования, составить план подготовки к ортопедическому лечению и сам план комплексного лечения, предположить прогноз развития заболевания [19,28,38,61,116].

Клиническое обследование проводится по общепринятой схеме обследования ВНЧС и жевательных мышц, включающей пальпацию, оценку звуковых явлений при их наличии, оценку движений нижней челюсти при открывании рта, нагрузочные тесты [60,62,63,93].

Как правило, наибольшую диагностическую ценность при постановке диагноза мышечно-суставной дисфункции ВНЧС имеют данные конусно-лучевой компьютерной томографии, позволяющие оценить структуру и взаимное расположение костных поверхностей сустава, а также данные магнитно-резонансной томографии, незаменимые для визуализации и оценки мягкотканых структур (диска, связок, капсулы, мышечного аппарата) [14,19,21,22,33,76,92,179,180].

Для визуализации мягких тканей ВНЧС большую диагностическую ценность имеет ультразвуковая диагностика (УЗИ), которая очень широко применяется в общей медицине и позволяет оценивать мягкотканые структуры сустава и их расположение друг относительно друга [24,141].

Поскольку от 80% до 90% всех дисфункций ВНЧС связаны с мышечными проблемами [120] необходима оценка их функционального состояния. Для этого чаще всего используется электромиография (ЭМГ) - метод исследования биоэлектрических потенциалов, возникающих в скелетных мышцах животных

и человека при возбуждении мышечных волокон. Значимость данного метода в диагностике клинической дисфункции подчеркивали многие авторы еще несколько десятилетий назад и по сей день актуальность его не утрачена, претерпевают изменения только комплексы функциональных проб [18,34,36,63,68,86,116,135].

Для диагностики заболеваний ВНЧС и жевательных мышц, как правило, используется поверхностная ЭМГ с помощью накожных электродов, которая отражает процесс возбуждения мышцы как целого. В 2005 г. Дж. Тревелл и Дж. Симонс при изучении миофасциального болевого синдрома описали характерную электромиографическую картину для скелетной мышцы, обладающей парафункциональной активностью и участками повышенного мышечного спазма – триггерными точками. Аналогичные данные были получены и в исследованиях российских ученых. Так при дисфункции ВНЧС и жевательных мышц отмечается асинхронное сокращение височных, собственно жевательных и наружных крыловидных мышц справа и слева, время активности мышц в рамках одного жевательного цикла увеличивается, а время покоя снижается, то есть для мышцы характерна повышенная утомляемость и замедленная релаксация [59,145]. Кроме того, доказано, что существует спонтанная биоэлектрическая активность жевательных мышц в состоянии функционального покоя [59,63,145,155]. При бруксизме на локальной электромиограмме обнаруживается нормальное общее число потенциалов действия, но уменьшена их длительность, что обусловлено уменьшением количества мышечных волокон, способных к активации [143,135]. Доказано увеличение биоэлектрической активности жевательных и височных мышц у пациентов с бруксизмом при проведении проб «сжатие челюстей» и «состояние функционального покоя» [99,123].

Применение окклюзионных шин в терапии МСД ВНЧС и бруксизма достоверно улучшает ЭМГ-показатели: амплитудные и временные

характеристики электромиограмм, равномерная активность мышц при нагрузке [13,146,156].

Для оценки функционального состояния жевательных мышц рационально применять также изучение регионарного кровотока с помощью ультразвуковой доплеровской флоуметрии [90,95].

Эффективным методом оценки состояния тонуса жевательных мышц является миотонметрия. О степени плотности мышц судят по силе, с которой погружают щуп миотонметра на заданную глубину. В норме тонус жевательных мышц составляет 40 г, а при сжатии зубов - 180—240 г [144,156].

И. С. Рубинов предложил проводить регистрацию жевательной функции с помощью сочетания двух методов: мастикациографии и миоэлектрографии. При этом на ленте осциллографа при мастикациографии регистрировались движения нижней челюсти, а с помощью электродов — биопотенциалы жевательных мышц, что дало возможность проследить взаимное сочетание рефлекторных сокращений жевательной мускулатуры.

Сегодня одним из наиболее перспективных методов в диагностике функциональных нарушений ВНЧС является графическая (механическая или электронная) регистрация движений нижней челюсти – аксиография (кондилография). Данный метод позволяет оценить объем и симметричность движений суставных головок при разных движениях нижней челюсти, получить информацию о наличии каких-либо препятствий, использовать данные для настроек индивидуальных механических или виртуальных артикуляторов [4,8,16,47,50,84]. В современной стоматологии большую популярность приобрело компьютеризированное сканирование движений нижней челюсти (аппаратно-диагностический комплекс К7), включающее в себя электромиографию, электросонографию и аксиографию ВНЧС [120,141].

Для расслабления жевательной мускулатуры челюстно-лицевой области с диагностической и терапевтической целью, а также на этапе определения центрального соотношения челюстей активно используется

сверхнизкочастотная электромиостимуляция (TENS). Метод основан на одновременной двусторонней стимуляции тройничного и лицевого нервов, которая помогает расслабить мышцы и изменить траекторию движения нижней челюсти. Таким образом создаются условия для мышечной депрограммиции [120,141,144,190].

В качестве скрининг - метода оценки патологических состояний жевательных мышц и ВНЧС может быть использована инфракрасная термография - метод регистрации собственного инфракрасного излучения исследуемой поверхности тела человека с помощью термографа [39,63]. Температура тела человека считается постоянной, однако в зависимости от физиологического состояния организма существуют колебания температуры различных участков, которые могут быть связаны с воспалением, нарушением периферического кровообращения или иннервации [39]. Целесообразно использовать инфракрасную термографию в качестве дополнительного метода диагностики функционального состояния жевательных мышц [39,63,140,141]. А. В. Цимбалистов в 2011г. предложил методику термографии жевательных мышц, заключающуюся в сравнении данных измерения температуры в состоянии функционального покоя и при максимальном сжатии челюстей.

Для диагностики ночного сжатия зубов известен комбинированный метод полисомнографии, включающий в себя запись электроэнцефалограммы, электромиограммы жевательных мышц и электрокардиограммы, а также оксиметрию для контроля насыщения крови кислородом. Однако ввиду технических сложностей исполнения и сложностей засыпания в непривычной обстановке применение данного метода ограничено [189,206].

Эффективным методом оценки выраженности ночного бруксизма является изготовление специализированных капп - «BruxChecker» (брукс-чекер) для ночного ношения и их анализ в цифровой среде [95,99,105,201]. В исследованиях, проведенных О. Р. Орловой, М. И. Сойхером с соавт. (2019) по изучению роли ботулинического нейротропина в лечении бруксизма в

качестве методов диагностики и эффективности лечения были выбраны брукс-чекеры и ЭМГ. Брукс-чекер представляет собой капу из поливинилхлорида толщиной 0,1 мм, покрытую с одной стороны пищевым красителем «Эритрозином Б». Во время сжатия зубов в ночное время краситель стирается в местах наибольшего давления зубов-антагонистов. Количественная оценка степени ночного бруксизма проводится на цифровой среде на основании фотографий с фасетками стирания красителя (проводится расчет площади фасеток).

Поскольку окклюзионные нарушения играют значимую роль в патогенезе МСД ВНЧС и бруксизма, изучение соотношения зубных рядов и контактов между зубами-антагонистами является неотъемлемой частью диагностических мероприятий. Оценка окклюзионных контактов должна быть частью полного обследования пациента перед любой ортопедической процедурой и во многих случаях включена в план лечебных мероприятий [17,59,66,63,76]. Одной из современных систем диагностики состояния окклюзии является цифровой аппаратно-программный комплекс «T-Scan», который позволяет с помощью сенсорных пластин вывести на монитор компьютера цветные диаграммы индикации силы, времени возникновения и локализации окклюзионных контактов [8,20].

Сегодня все чаще исследователи приходят к необходимости изучения организма человека не как совокупности отдельных органов или систем, а как единого механизма, в котором все элементы находятся в тесной взаимосвязи. В связи с чем все чаще работа врача-стоматолога ортопеда при лечении мышечно-суставных дисфункций ВНЧС сопряжена с работой врача-остеопата. Известно, что постуральная теория развития клинических проявлений МСД имеет под собой широкое патогенетическое обоснование, а лечение патологии челюстно-лицевой области требует зачастую миофасциальной коррекции геометрии тела в целом [2,122,144,145].

Современный нейромышечный протокол определения оптимального соотношения челюстей наряду с расслаблением мышц головы и шеи предусматривает восстановление поясничного и шейного лордозов и расслабление мышц шейных позвонков [120,122,145].

### **1.3. Цифровые технологии изготовления стоматологических ортопедических конструкций.**

Невозможно представить себе современную стоматологическую клинику или зуботехническую лабораторию без цифровых технологий. Мы живем в эпоху инноваций, которые стали привычными инструментами повседневной деятельности врача-стоматолога и зубного техника (аппараты для определения цвета зубов и будущей реставрации, фотооборудование, интраоральные и лабораторные сканеры, фрезерные аппараты, 3D принтеры и т.д.).

Развитие цифровых технологий дало возможность не только повысить качество планирования изготавливаемых ортопедических конструкций за счет быстрого и, при необходимости, неоднократного изготовления диагностических моделей, применяемых для планирования, но и в первую очередь за счет широких возможностей специализированного программного обеспечения [62,88,125,126,127].

Использование фотооборудования, компьютерных программ, интраоральных и лицевых сканеров, 3D-принтеров позволяет сделать стоматологическое лечение более прогнозируемым, детальным, и, соответственно, более качественным [10,11,17, 46,127].

Применение цифровых технологий осуществляется на всех этапах ортопедического лечения: начиная от сбора информации о пациенте, планирования лечения и заканчивая непосредственно технологическим процессом производства протеза [10,11]. Фотопротокол как инструмент сбора и

анализа данных о пациенте подробно описан отечественными и зарубежными авторами и является стандартом ведения первичного стоматологического приема [81,151,162,163].

На важность этапа визуализации как основного фактора мотивации пациента к проведению стоматологического лечения и фактора коммуникации пациента, врача и зубного техника на всех этапах ортопедического лечения обращали внимание многие авторы [10,11.12.15,162]. Согласно проведенным исследованиям, внешний вид пациента играет огромную роль в формировании его собственного восприятия [102,162]. При этом, разумеется, большая роль отводится лицу пациента и, в частности, его улыбке. Создание органичной, индивидуальной улыбки представляет собой важную задачу, успех решения которой будет оказывать влияние не только на стоматологическую, но и на психологическую реабилитацию пациента. И для решения этой задачи на помощь врачу приходят цифровые технологии планирования: 3D сканирование зубных рядов и лица пациента, специализированное программное обеспечение [12,100,125,187,208].

В настоящее время широко применяются как лабораторные сканеры, предназначенные для сканирования аналоговых оттисков и моделей, и перевода их в цифровой формат, так и клинические - внутриротовые [126,136].

Использование внутриротовых стоматологических сканеров в рамках повседневной рутинной деятельности врачей-стоматологов позволяет получать высокоточные цифровые изображения зубных рядов и окклюзии. При этом происходит экономия рабочего времени врача, расхода слепочного материала, быстрая коммуникация с зуботехнической лабораторией, возможность непосредственной демонстрации пациенту исходной клинической ситуации в полости рта. Пациент не испытывает дискомфорта, обусловленного традиционной технологией получения оттисков [46,134,136].

Развитие современной стоматологии идет по пути совершенствования имеющихся и создания новых технологий, позволяющих повысить качество



лечебного и диагностического процессов [46]. С каждым годом на стоматологическом рынке появляются все новые и новые модели интраоральных сканеров, меняется их программное обеспечение, позволяющее повысить скорость и точность сканирования [11,12,46]. Новым направлением научных исследований становится изучение размерной точности и прецизионности различных типов сканеров [136].

Большое количество компьютерных программ используется для анализа улыбки, планирования ее дизайна; создания 2D и 3D макетов будущих реставраций, образа «виртуального пациента» (Digital smile design, Exocad, 3 Shape trios и т.д.), а также визуализации и анализа компьютерных томограмм и планирования дентальной имплантации (Diagnocad, Plasticad, Avantis 3 D и т.д.) [10,11]. Кроме того, как отмечают С. В. Апресян, А. Г. Степанов, Б. А. Варданян (2021) постоянно расширяется рынок мобильных стоматологических приложений для планирования дизайна улыбки и получения 3 D сканов лица (iSmileStudio, Face App Pro и др.), что облегчает коммуникацию между врачом, пациентом зубным техником.

Согласно клиническим исследованиям, проведенным Brown M.W. et al., 2015; Lauritano F. et al, 2016; Cervino G. et al., 2018; С. В. Апресяном с соавт., 2019, в цифровом виде можно представить любой этап ортопедической стоматологической работы, начиная от общего внешнего вида будущей реставрации или протеза до непосредственно самого протезирования и моделирования движений зубов. Крайне важным моментом изготовления долговременных и функциональных реставраций является применение виртуального артикулятора, позволяющего воспроизвести в цифровой среде индивидуальные параметры артикуляционных движений нижней челюсти пациента [193,194,203].

Цифровые технологии производства в стоматологии могут быть разделены на субтрактивные и аддитивные. Субтрактивные технологии предполагают получение готовых изделий методом удаления лишнего материала, как в случае

фрезерования, сверления, токарной обработки, резки, шлифования. Современные CAD/CAM системы (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture - системы компьютерного моделирования и изготовления) широко применяются в стоматологии [10,12,100,119, 126,127], что обусловлено сокращением всех этапов протезирования, применением новых конструкционных материалов. Сегодня с помощью CAD-CAM систем можно изготовить искусственные коронки и мостовидные протезы с опорой на естественные зубы и на имплантаты, вкладки и накладки, индивидуальные абатменты при протезировании с опорой на имплантаты, телескопические коронки, замковые крепления для съемных протезов, окклюзионные каппы и шины, съемные протезы, временные конструкции, хирургические шаблоны для дентальной имплантации, цифровые макеты дизайна улыбки [126,125,127].

В исследованиях А. И. Тетерина (2016), Ю. А. Вокуловой (2017, 2022), была подтверждена более высокая точность краевого прилегания несъемных конструкций протезов, как одно из особых преимуществ фрезерных CAD/CAM, а также возможность использования тех материалов, что недоступны традиционным технологиям. Кроме того, CAD-CAM системы обладают высокой производительностью и компактностью оборудования, что способствует их широкому внедрению в клиническую практику [126].

Под аддитивными технологиями или технологиями 3D-печати принято понимать процесс объединения материала с целью создания объекта из данных 3D модели, как правило слой за слоем («технологии быстрого прототипирования», «Rapid Prototype Technologies») [207,208].

Такие преимущества 3D-печати как невысокая стоимость, точность и быстрота изготовления, а также значительная экономия средств и времени наряду с повышением производительности обуславливают широкое применения 3D-технологий в стоматологии [54,91].

Стандарт изготовления конструкций путем использования аддитивных технологий включает в себя 3 принципиальных этапа: создание цифровой

трехмерной модели объекта (CAD модели), загрузка модели объекта в формате STL-файла в программу слайсер для формирования слоев печати и настройки параметров работы 3D-принтера, непосредственно печать конструкции и ее постобработка. Этап постобработки может включать в себя удаление поддержек, выравнивание поверхности изделия, пескоструйную обработку, струйную промывку, шлифование, термообработку металлических изделий [13,54,91,208].

Значительным недостатком аддитивных технологий является ограниченность материалов для 3D-печати. Наиболее часто для печати изделий используются различные полимеры (полиамид, ABS и др.), сплавы металлов (сталь, титан, алюминий и другие) и композиционные материалы. Однако сегодня ведутся активные разработки, позволяющие печатать новыми видами материалов, а также получать материалы с улучшенными характеристиками, меньшей усадкой и меньшими размерами частиц [119,207,208,209,210].

В стоматологии чаще всего используются следующие виды печати: стереолитография (SLA), селективное лазерное сплавление (SLM) и селективное лазерное спекание (SLS) [13,54,207,208,209]. Применение аддитивных технологий нашло широкое распространение для изготовления хирургических шаблонов для дентальной имплантации, диагностических и демонстрационных моделей зубных рядов, обучающих макетов, макетов для планирования челюстно-лицевых операций, временных коронок, съемных протезов, окклюзионных капш, прототипов будущих протезов с целью демонстрации пациенту, проверки в полости рта и адаптации, оттискные ложки, десневые маски и т.д. [54,13,196]. Причем спектр возможностей постоянно расширяется. Совершенствуются технологии печати, настройки оборудования, характеристики материалов, что позволяет сказать, что за данными технологиями во многом будущее развития современной стоматологии.

Цифровые технологии фрезерования и 3 D печати находят широкое применение для изготовления окклюзионных капп при лечении патологии ВНЧС и жевательных мышц [160]. В их основе лежит создание трехмерной модели зубочелюстной системы пациента и цифровой анализ диагностических данных для планирования лечения. В исследовании М. М. Антоника (2012) описана виртуально-реальная методика диагностики, планирования и ортопедического лечения пациентов с дисфункцией ВНЧС. Оценивались результаты клинического обследования, данных аксиографии, телерентгенографии, изучения диагностических моделей в артикуляторе. Для изменения положения нижней челюсти всем пациентам изготавливались окклюзионные каппы методом фрезерования в CAD-CAM системе CEREC. Результаты проведенного исследования показали более высокую точность и эффективность ортопедического лечения с применением цифровых технологий.

Эффективность окклюзионных шин, изготовленных по технологии фрезерования, в лечении внутренних нарушений ВНЧС доказывают и другие авторы. Так, в своей работе Т. В. Чхиквадзе, В. В. Бекреву, Е. М. Рошин с соавт. (2019) проводили сравнение результатов ортопедического лечения с применением окклюзионных миорелаксирующих шин, конструкции которых моделировали в механическом артикуляторе Artex CR (Amann Girrbach AG, Австрия) и миорелаксирующими шинами, которые были изготовлены методом фрезерования (Coritec 350, Imes-Core, Германия). Настройка механических и виртуальных артикуляторов, в которых моделировали окклюзионные шины, проводилась по индивидуальным параметрам на основании данных аксиографии. Изготовление шин методом фрезерования состояло из следующих этапов: получение двухслойных силиконовых оттисков верхней и нижней челюстей и отливка гипсовых моделей; сканирование гипсовых моделей лабораторным сканером; получение цифровых изображений моделей и настройка виртуального артикулятора по данным электронной аксиографии; объединение данных электронной аксиографии и данных КЛКТ ВНЧС;

моделирование конструкции шины в программе Exocad; фрезерование окклюзионной миорелаксирующей каппы по полученному STL - файлу; финишная обработка и полировка каппы. Изготовление окклюзионных шин традиционным способом проводилось в механическом артикуляторе из бесцветной пластмассы холодной полимеризации. Результатом исследования стала более высокая эффективность ортопедического лечения с применением цифрового протокола изготовления спланта (88% к 81,8%).

Таким образом, использование виртуальных технологий открывает новые возможности в диагностике и лечении дисфункции ВНЧС и жевательных мышц [152,159,160,166,193]. Эффективность терапии фрезерованными окклюзионными шинами обусловлена повышением точности их изготовления на всех клинических и лабораторных этапах. Повышение точности позиционирования цифровых моделей в виртуальном артикуляторе происходит за счет использования индивидуальных данных КЛКТ ВНЧС пациента и их сопоставления с данными электронной аксиографии, что в совокупности позволяет создать модель зубочелюстной системы пациента с учетом его индивидуальных параметров и движений нижней челюсти [103,160,194,203].

Изготовление окклюзионных шин в цифровом протоколе может проводиться как субтрактивным, так и аддитивным методом [46,78,87]. При этом технология 3D-печати характеризуется более низким расходом материалов по сравнению с фрезерованием по данным компании «Print dent», 2020 (10 г фотополимерной смолы на изготовление одной шины). Однако на сегодняшний день довольно мало публикаций, посвященный именно аддитивной технологии изготовления шин-сплинтов, что возможно связано с необходимостью этапа их постобработки.

#### **Раздел 1.4. Конструкционные материалы, используемые для фрезерования и 3D-печати окклюзионных (позиционирующих) шин**

При изготовлении любой ортопедической конструкции необходимо уделять внимание не только методике изготовления, но и используемым конструкционным материалам, поскольку при эксплуатации любой протез испытывает большую окклюзионную нагрузку [43]. Особенно важно это для пациентов, имеющих парафункции жевательных мышц, в том числе и бруксизм. В связи с широким внедрением в практику врача-стоматолога цифровых технологий, сегодня многие исследователи уделяют внимание изучению физико-химических свойств рабочих материалов для CAD-CAM систем и 3D принтеров. Традиционно для изготовления шин методом фрезерования применяются различные блоки полиметилметакрилата, а для печати – фотополимерные смолы. Однако свойства материалов разных фирм-производителей, несомненно, различны.

Протезы, изготовленные по традиционной технологии из пластмасс, имеют ряд недостатков: повышенную микробную колонизацию поверхности и ухудшение, в связи с этим гигиены полости рта, возможность токсического и сенсibilизационного воздействия на слизистую оболочку, частые поломки под воздействием жевательной нагрузки [17,158,166,199]. Поэтому при выборе материала для ортопедического лечения необходимо учитывать механические свойства полимеров, их резистентность к длительным механическим нагрузкам и адгезии микроорганизмов, выбор технологии производства [74].

По данным отечественных и зарубежных авторов полимеры, используемые для изготовления временных конструкций цифровым (субтрактивным и аддитивным) методом, обладают более высокими характеристиками прочности и эстетики нежели полимеры для традиционного метода [74,87,187,188].

Так в исследовании А. А. Пивоварова, С. Д. Арутюнова с соавт. (2014) изучались свойства синтетического полимера полиметилметакрилата (ПММА) Temp Basic фирмы ZirkonZahn для фрезерования разобщающих послеоперационных протезов. Механические свойства ПММА достаточно переменны и зависят от целого ряда факторов. Авторы исследовали

прочность на растяжение, на сжатие и на изгиб, а также модуль упругости Юнга. По результатам работы были доказаны достаточно высокие прочностные характеристики выбранного материала, включая устойчивость к трещинам при функциональных нагрузках со стороны жевательных и мимических мышц.

Принятие решения о выборе конкретного конструкционного материала и способа его изготовления возможно осуществить на основе количественных критериев оценки прочностных характеристик образцов [188,199,200].

С. В. Апресян, А. Г. Степанов, М. С. Деев с соавт. (2022) изучали характеристики конструкционных материалов для изготовления окклюзионных шин по CAD-CAM технологии. Были выбраны три материала, непосредственно рекомендованных для изготовления сплинтов методом фрезерования и 3D печати, а также по одному материалу для каждого способа изготовления, предназначенному для производства временных коронок длительного ношения. Всего рассматривалось три материала для печати и 2 – для метода фрезерования. Результаты исследования показали, что материалы, предназначенные для печати окклюзионных шин, имеют большую шероховатость и показатели перепада поверхности, чем материалы для субтрактивного производства. Наибольшей устойчивостью к разрушению также обладают образцы для фрезерования (прочность на изгиб более 120 МПа). Показатели модулей упругости на изгиб и сжатие также выше для полиметилметакрилатов. Авторы отмечают значительную корреляцию между износостойкостью и твёрдостью материалов, причем лучшие показатели характерны для фрезерованных образцов. Наименьшими значениями коэффициента линейного износа, глубинами и ширинами канавок стирания обладают фрезерованные образцы, что говорит об их высокой износостойкости. По итогам проведенных исследований авторы рекомендуют использовать для изготовления окклюзионных капп длительного ношения пациентам с бруксизмом материал, предназначенный для изготовления капп методом

объемной печати и материал для изготовления временных коронок длительного ношения методом фрезерования.

Большое направление для исследовательской деятельности представляет изучение стоматологических конструкционных материалов с точки зрения длительности и сроков их эксплуатации в полости рта.

В исследованиях, проведенных М. А. Гаджиевым с соавт. (2021), С. В. Апресянов с соавт. (2021) приведены результаты изучения физико-химических свойств материалов, используемых для 3D печати и фрезерования, которые были подвергнуты искусственному старению. Суть данной методики заключалась в помещении образцов в климатическую камеру с заданными параметрами температуры и влажности, имитирующую нахождение материалов в полости рта. Наибольшая шероховатость, увеличение коэффициента трения со временем, а соответственно и более быстрый износ, и старение были характерны для принтованных образцов. Этот факт подтверждает существенное изменение рельефа поверхности в результате старения, наблюдаемое при помощи конфокальной оптической микроскопии.

Наименьшие значения коэффициента линейного износа, глубины и ширины канавок стирания имели фрезерованные образцы. Из полученных данных авторы делают вывод, что принтованные образцы имеют меньшую прочность по сравнению с фрезерованными, что может быть обусловлено неполной полимеризацией после печати, а также качеством постобработки готовых изделий. Процедура старения показывает, что термическая обработка образцов, полученных при помощи аддитивных технологий, способна привести к достижению ими необходимых механических свойств, регламентированных ГОСТ.

К. Nata с соавторами (2021) провели исследование полиметилметакрилата (ПММА), предназначенного для технологии аддитивной печати методом STL, где изучали его вязкость, прочность на изгиб, твердость по Виккерсу, прочность на сдвиг, а также физико-химические свойства (поглощение воды и



растворимость в воде) и цитотоксичность для клеток фибробластов мышей. Авторами доказали, что при увеличении содержания полиметилметакрилата в составе полимера увеличивалась вязкость образца, а при увеличении содержания этиленгликоля диметакрилата (EGDMA) увеличивались характеристики твердости и прочности. По результатам исследования был сделан вывод об оптимальном составе полимеров для технологии печати: 30 % ПММА, 56 % EGDMA, 14 % метилметакрилата. При этом прочность на изгиб составила  $84,6 \pm 7,1$  МПа, твердость по Виккерсу -  $21,6 \pm 1,9$ , прочность на сдвиг -  $10,5 \pm 1,8$  МПа. Цитотоксического действия выявлено не было.

Современные аддитивные технологии в стоматологии постоянно совершенствуются, расширяется спектр применяемых материалов, однако до сих пор не существует единого мнения по поводу состава и методов исследования полимеров для цифрового производства [74,87].

### **Заключение**

Таким образом широкое внедрение в современную стоматологию цифровых технологий производства и моделирования позволяет существенно повысить как эффективность ортопедического стоматологического в целом, так и отдельных этапов диагностики и лечения [8,11,12,17,103,126].

Особую значимость применение цифровых технологий приобретает в лечении дисфункции височно-нижнечелюстного сустава, осложнённой парафункциями жевательных мышц, поскольку для выбора грамотного пути ортопедического лечения необходима в первую очередь качественная диагностика [20,84,47,50,25]. При наличии внутренних нарушений ВНЧС золотым стандартом лечения является сплонт-терапия окклюзионными каппами, которая позволяет установить нижнюю челюсть в правильное терапевтическое положение, центрировать суставные головки, устраняя тем самым дислокацию суставного диска, а также нормализовать функцию жевательных мышц [3,6,69, 156,160,161].

Применение электронной аксиографии и кондилографии с измерением индивидуальных биомеханических параметров движений нижней челюсти, возможность цифрового анализа данных КЛКТ и сопоставление информации в едином 3D формате несомненно позволит повысить качество ортопедического лечения таких пациентов.

Традиционные технологии изготовления окклюзионных шин во многом лишены индивидуального подхода, а при использовании механических артикуляторов, даже полностью настраиваемых, возможны погрешности при гипсовке моделей [159]. На сегодняшний день цифровой протокол изготовления ортопедических конструкций позволяет анализировать статическую и динамическую окклюзию с помощью виртуального артикулятора, что даёт возможность избежать погрешностей во время традиционной гипсовки моделей и их ориентации в межрамном пространстве артикулятора. Что особенно важно для пациентов, страдающих мышечно-суставной дисфункцией ВНЧС.

Кроме того, используемые в аналоговых технологиях конструкционные материалы, как было сказано ранее, имеют ряд недостатков, таких как наличие неприятного вкуса в полости рта, выделение остаточного мономера с возможностью развития аллергической реакции, изменение цвета за счет большей пористости, подверженность трещинам и полочкам, а при использовании термопластов – сложность их клинической коррекции и полировки, более длительный период адаптации к ним пациента по данным клинических исследований [30,117].

Как показало исследование И. В. Токаревича с соавт. (2011) при эпизодах бруксизма (сжатии, скрежетании зубов) на твердые ткани зубов приходится нагрузка, в 10 раз превышающая нормальное жевательное давление. А в работе Л. А. Казеко, О. А. Круглика (2009), доказано, что один эпизод бруксизма (мышечного напряжения) может длиться до 15-30 минут, в то время как контакты окклюзионных поверхностей зубов друг с другом в течение дня в

норме составляют от 17 минут до 30-60 минут. Следствием данного процесса является стирание твердых тканей зубов. Задачей врача-стоматолога при выборе окклюзионной шины является также подбор наиболее прочного и износостойкого материала, способного выдерживать чрезмерную жевательную нагрузку, сохраняя при этом терапевтическое положение нижней челюсти без преждевременного истирания.

Вышеназванным требованиям во многом отвечают современные материалы для 3D печати и фрезерования окклюзионных шин [42, 43,115,188].

Конечно, технологии производства и используемые материалы пока не достигли своего совершенства. К примеру, технология фрезерования имеет такие недостатки, как наличие отходов материала после производства и как следствие неполноценный его расход, износ режущих инструментов и оборудования, ограничение по размеру изготавливаемых конструкций в соответствии с размерами блоков-заготовок [46,125,126,127]. Аддитивные же технологии более экономичны за счет строгого дозирования количества материала и отсутствия отходов, предлагают новые варианты обработки материала и новые классы полимерных материалов для печати. Недостатком объемной печати является наличие этапа постобработки готовых изделий [106]. Качество изготавливаемых ортопедических конструкций зависит также от настроек параметров печати, методики построения индивидуальной геометрии виртуальной модели, в частности угла расположения моделей по отношению к платформе, числа необходимых поддержек, размера детали вовремя и после окончательной фотополимеризации и постполимеризационной обработки [54,134,182].

Таким образом, привлечение современных компьютерных технологий производства и моделирования и поиск новых конструкционных материалов является актуальной задачей для повышения качества диагностики и лечения дисфункции височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом.

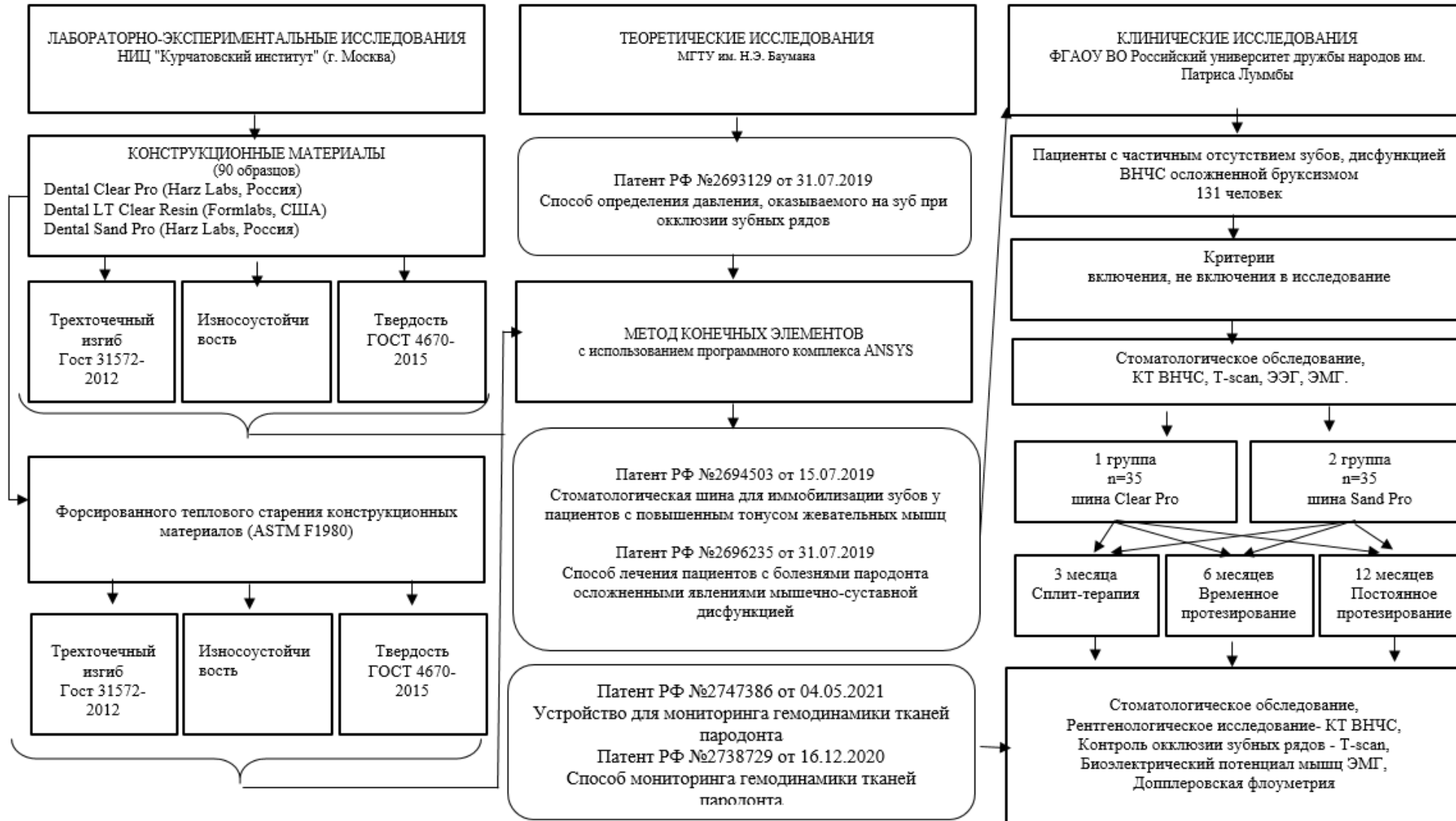
## ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Поставленная в рамках диссертационного исследования цель, достигалась решением ряда задач, которые включали в себя: лабораторно-экспериментальные исследования по изучению физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в технологии аддитивного производства окклюзионных позиционирующих шин; математический эксперимент по определению конструкционных особенностей позиционирующих зубных шин, используемых для стоматологической реабилитации пациентов с патологией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом; разработку непосредственно конструкции указанных шин и клиническое исследование по подтверждению эффективности способа лечения указанных пациентов с помощью разработанных конструкций. Схематический дизайн исследования представлена на рисунке 1.

Проведенный анализ информационных источников международных и отечественных научных баз позволил определиться с конструкционными материалами, используемыми в технологии аддитивного производства. Всего было проанализировано 5745 источника электронных библиотек PubMed, Scopus, eLibrary и на сайте Роспатента. В качестве эталонного материала был выбран фотополимер Dental LT Clear Resin (Formlabs, США), высокая эффективность которого в лечении пациентов с гипертонусом жевательных мышц, была подтверждена в исследованиях ряда авторов. Однако, учитывая геополитическую обстановку и сложность с доступностью указанного материала, предпочтение в исследованиях было отдано российскому производителю фотополимерной смолы. Основные группы исследуемых материалов составили отечественные композиты фирмы Harz Labs - Dental Clear Pro и Dental Sand Pro.



Клинико-экспериментальное обоснование применения окклюзионных шин изготавливаемых методом компьютерного моделирования и производства в лечении пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом



**Рисунок 1 - Схема дизайна исследования**

Dental Clear Pro – является новым материалом в линейке производителя, данные об изучении, которого в научной литературе отсутствуют. Разработан специально для изготовления жестких кап и сплнтов методом объемной печати. Соответствует требованиям ГОСТ Р ИСО 10993. Сертифицирован для медицинского применения. Регистрационное удостоверение на медицинское изделие № РЗН 2020/12007.

Dental Sand Pro – позиционируется производителем, как керамонаполненный фотополимер для печати временных коронок и мостов длительного ношения. Также соответствует требованиям ГОСТ Р ИСО 10993, удостоверение на медицинское изделие № РЗН 2020/12007. Данный материал был выбран учитывая специфику пациентов, а именно длительность экспозиции шин и чрезмерную силу жевательных мышц.

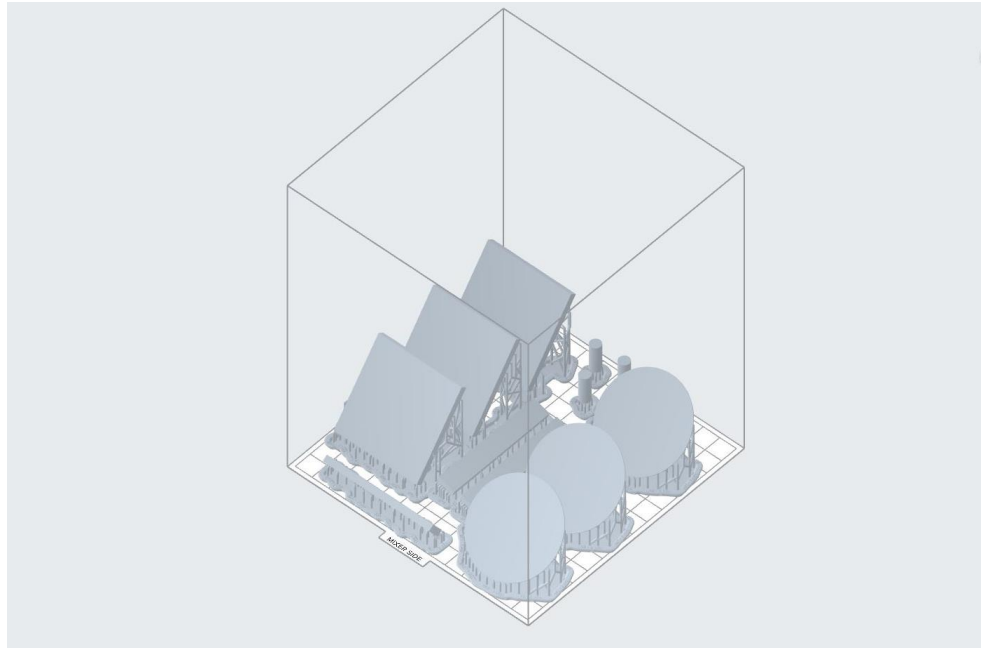
## **2.1 Материал и методы изучения физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в технологии аддитивного производства окклюзионных шин.**

Для изучения физико-механических свойств исследуемых материалов были выбраны следующие методы: трехточечный изгиб, исследование твердости и исследование трибологических свойств. В результате были определены следующие параметры, характеризующие качество изготавливаемых конструкций: прочность при изгибе, деформация разрушения при изгибе, модуль упругости при изгибе, твердость, коэффициент трения, истераемость.

Образцы для проведения испытаний изготавливали в соответствии рекомендациями фирм производителей на специализированном оборудовании.

Материалы Dental Clear Pro и Dental Sand Pro печатали на LCD принтере Phrozen Sonic Mini 8K (Phrozen, Тайвань). Виртуальные модели образцов представлены на рисунке 2.





**Рисунок 2** – Виртуальные модели образцов для проведения испытаний по определению механических свойств

Перед изготовлением образцов, полимеры нагревали до температуры 23-28 C° и хорошо перемешивали в течении 2 минут. После печати, удаление лишнего фотополимера проводили в ультразвуковой ванночке в течении 3 минут, процедуру повторяли дважды. После промывки под проточной теплой водой и обдува сжатым воздухом, образцы помещали в сухожаровой шкаф при температуре 80 C° на 10 минут. Окончательная полимеризация осуществлялась в УФ-камере Magnum Flash Dental PRO с выбранным циклом работы - Dental Clear Pro и Dental Sand Pro – соответственно, с дополнительным нагревом во время засветки до 80 C° в течении 30 минут.

Образцы из материала Dental LT Clear Resin, печатали на принтере Formlabs 3В (Formlabs, США), обрабатывались и окончательно полимеризировались в соответствии с рекомендациями производителя в устройстве Form Wash (Formlabs, США). Окончательную полимеризацию проводили в печи Form Cure (Formlabs, США) при температуре 60 °C в течение 10 минут.

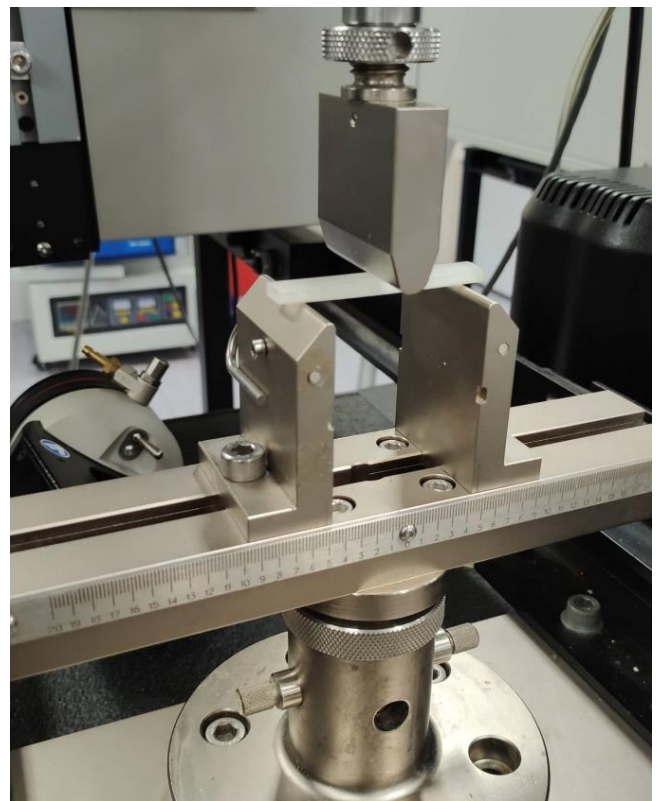
### 2.1.1. Метод определения механических свойств (трехточечный изгиб)

Исследования механических свойств материалов проводили на универсальной испытательной машине Instron 5982 (Instron, Великобритания) укомплектованной датчиком нагрузки серии 2580-108  $\pm 5$  кН в режиме трехточечного изгиба (рис.3).

Образцы изготавливали выше указанным методом. Размеры образцов соответствовали ГОСТ 31572-2012 и представляли собой параллелепипеды размером 64x10x3,3 мм. Всего было изготовлено 15 образцов, по 5 из каждого конструкционного материала. Внешний вид образцов представлен на рисунке 4.

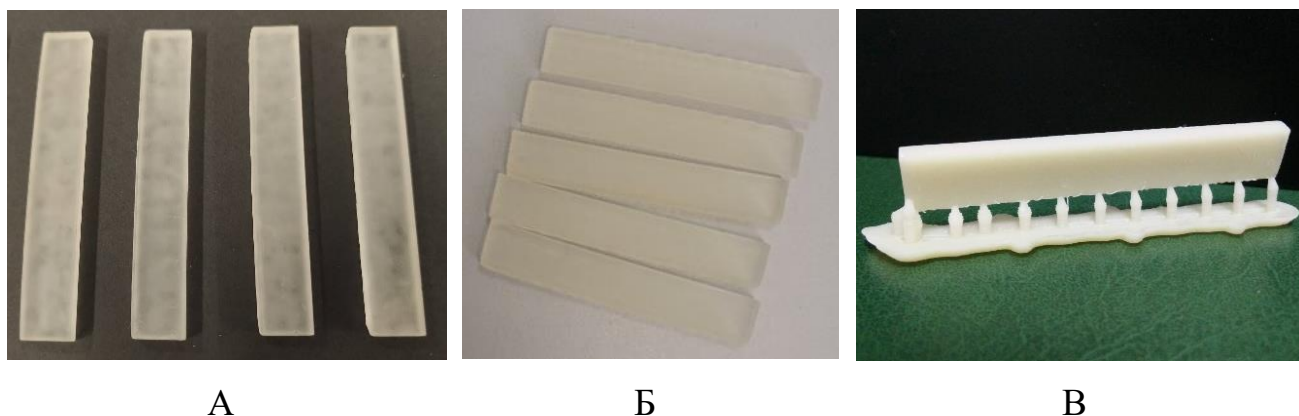


А



Б

**Рисунок 3** – Механические испытания на изгиб: А) Внешний вид машины Instron 5982 (Instron, Великобритания); Б) образец конструкционного материала, закрепленный в оснастку перед испытанием



**Рисунок 4** – Внешний вид образцов для испытаний на трехточечный изгиб: А) Clear Pro; б) Dental LT Clear Resin; в) Dental Sand Pro

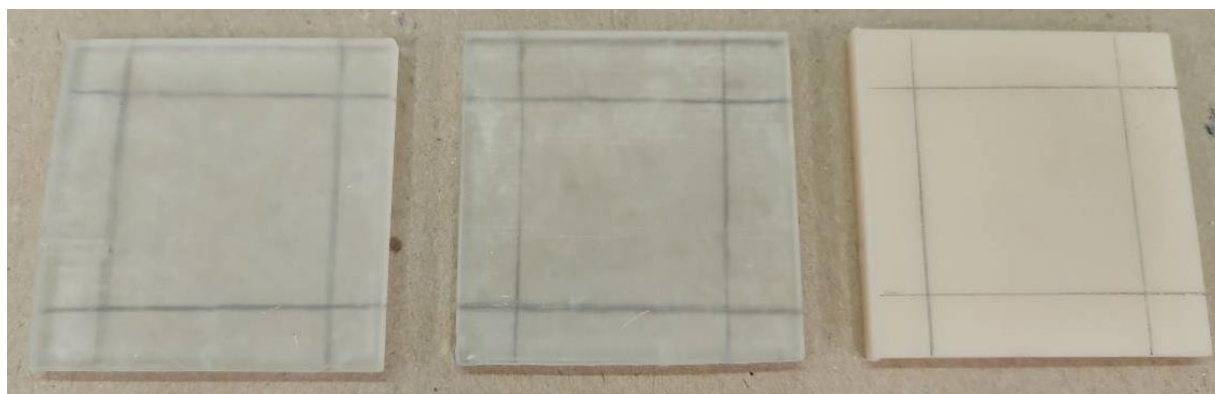
По условиям испытаний, расстояние между опорами составляло 50 мм, скорость нагружения -5 мм/мин. Согласно требованиям ГОСТа, перед испытаниями, образцы конструкционных материалов выдерживали в дистиллированной воде в течение 50 часов, при температуре  $37\pm 1^\circ\text{C}$ . Расчёт прочности и модуля упругости по результатам испытаний проводили по методике, также, регламентированной ГОСТ 31572-2012.

### 2.1.2. Метод определения твердости

Одним из параметров, характеризующих стоматологические материалы, является твердость. Существует много способов и стандартов ее измерения, все они основаны на изучении процесса внедрения более твердых объектов различной формы (шар, конус и т.д.) в исследуемые образцы под действием постоянной нагрузки в течение ограниченного времени.

В представленной работе твердость определяли в соответствии ГОСТ 4670-2015.

Образцы, предусмотренные упомянутым стандартом, представляли собой пластины размером 50x50x4 мм. Всего было изготовлено 15 образцов, по 5 из каждого конструкционного материала. Внешний вид образцов представлен на рисунке 5.



А

Б

В

**Рисунок 5** – Внешний вид образцов для проведения испытаний на твердость: А) Clear Pro; Б) Dental LT Clear Resin; В) Dental Sand Pro

Испытания по определению твердости проводили при нагрузке 358 Н. Для измерения использовали универсальную испытательную машину Instron 5965 (Instron, Великобритания), укомплектованную датчиком нагрузки серии 2580-108  $\pm 5$  кН в режиме одноосного сжатия. Для исследования однородности печатных образцов по площади, измерения проводили в нескольких точках существенно удаленных друг от друга. С целью изучения влияния на твердость материалов воды и температуры человеческого тела дополнительно была испытана серия образцов предварительно выдержанных 50 часов в дистиллированной воде при 37 °С.

### **2.1.3. Метод определения износостойкости**

Исследования износоустойчивости конструкционных материалов, используемых в технологии производства стоматологических конструкций методом объемной печати, проводили на универсальном приборе Thermo Scientific UMT-3 (Thermo Scientific, США). Образцы представляли собой цилиндры высотой 16 мм и диаметром в 6 мм. Как и в предыдущем эксперименте, всего было изготовлено по 5 образцов из каждого материала. Внешний вид образцов представлен на рисунке 6.



А

Б

В

**Рисунок 6** – Внешний вид образцов для проведения испытаний на износостойкость: А) Clear Pro; Б) Dental LT Clear Resin; В) Dental Sand Pro

Испытания проводили в режиме «pin-on-disk», скорость 0.5 м/с, давление в зоне трибоконтакта 2.5 МПа, что соответствовало нагрузке на образец 72 Н.

В качестве контртела использовали диск с шероховатостью  $R_a = 0.3$  и твердостью  $HRc = 40$ . Образец располагался на расстоянии 25 мм от центра диска.

По результатам испытаний были определены линейный износ, объемный износ и коэффициент трения.

#### **2.1.4. Метод форсированного теплового старения**

Для выдачи обоснованных рекомендаций по длительности безопасного использования стоматологических конструкций, изготовленных методом 3D печати необходимо исследовать изменение механических свойств во времени, так как очевидно, что эти изделия в течение всего срока эксплуатации испытывают постоянные знакопеременные нагрузки. В подобных случаях материалы подвергают форсированному старению. Одним из способов

форсированного старения является выдерживание материалов при повышенных температурах. Этот метод базируется на теории Аррениуса, которая гласит, что при повышении температуры на 10 градусов все химические процессы начинают протекать в два раза быстрее [172].

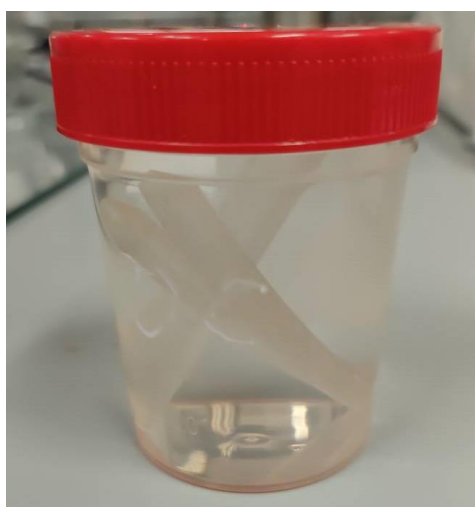
Эта теория выражена в следующей формуле:

$$AAR_{(Accelerated\ Aging\ Rate)} = Q_{10}^{((T_e - T_a)/10)}$$

где:  $Q_{10}$  – коэффициент повышения скорости реакции (по теории Аррениуса – 2),  $T_e$  – температура форсированного старения,  $T_a$  – температура эксплуатации.

Исследование физико-химических характеристик материалов медицинского назначения с использованием описываемых представлений предусмотрено стандартом ASTM F1980.

Температура эксплуатации в нашем случае 37 градусов Цельсия, температура форсированного старения была нами выбрана – 60 °С, так как при этой температуре физико-химические свойства исследуемых полимеров кардинально не изменяются. Для приближения условий старения к естественным, его проводили в водной среде. Для поддержания однообразности среды смену воды проводили один раз в 5 дней. Внешний вид капсул с образцами для форсированного теплового старения представлен на рисунке 7.



А



Б

**Рисунок 7** – Вид образцов подвергаемых форсированному старению: А) в

капсуле для гидротации; Б) в термошкафу

После форсированного старения образцы подвергались аналогичным испытаниям, описанным в разделах 2.1.1., 2.1.2 и 2.1.3.

В общей сложности для исследования физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых технологии производства стоматологических конструкций методом объемной печати, было задействовано 90 образцов.

## **2.2. Материал и методы математического моделирования**

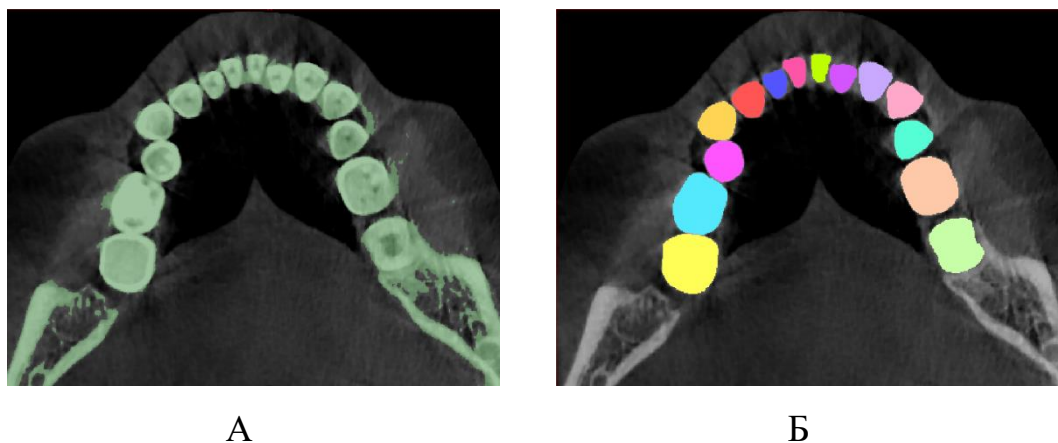
Задачей решаемой в рамках математического эксперимента, явилось влияние конструкционных особенностей окклюзионных шин, изготовленных методом объемной печати, на биомеханические характеристики зубов нижней челюсти, пародонтального комплекса и костную ткань, посредством анализа напряженно-деформированного состояния (НДС).

В качестве исходных данных для проведения исследования рассматривали компьютерную томограмму (КТ) челюстей пациента, состоящую из 550 снимков формата DICOM с размером вокселя  $0.2 \times 0.2 \times 0.2$  мм.

При анализе клинической картины, выявлены: непрерывность зубных рядов верхней и нижней челюстей, дистопия резцов нижней челюсти в переднезаднем положении, а также их скученность. На основе полученных данных была создана 3-х мерная конечно-элементная модель нижней челюсти, включающая 14 зубов и их периодонтальную связку (ПДС).

Преобразование растровых изображений КТ в трехмерную твердотельную модель зубного ряда осуществлялось с применением программных комплексов Mimics 17.0 и 3-matic 6.1. На первом этапе выполнялась автоматическая сегментация снимков КТ, заключающаяся в выделении на них области, относящейся к зубам, посредством задания соответствующего диапазона рентгеновской плотности по шкале Хаунсфилда. При обработке снимков

компьютерной томографии, диапазон от 150 до 1800 является общепринятым для идентификации костной ткани (компактной и губчатой), а рентгеновская плотность зубной эмали доходит до 3000 HU. Однако на снимках КТ в диапазон 150-3000 HU попадали области, принадлежащие как костной, так и окружающим мягким тканям. Поэтому автоматическая сегментация выполнялась с увеличенной до 1000 HU нижней границей диапазона, а полученные результаты корректировались при помощи инструментов интерактивного редактирования – по отдельности выделялись области, относящиеся к четырнадцати зубам (Рисунок 8).

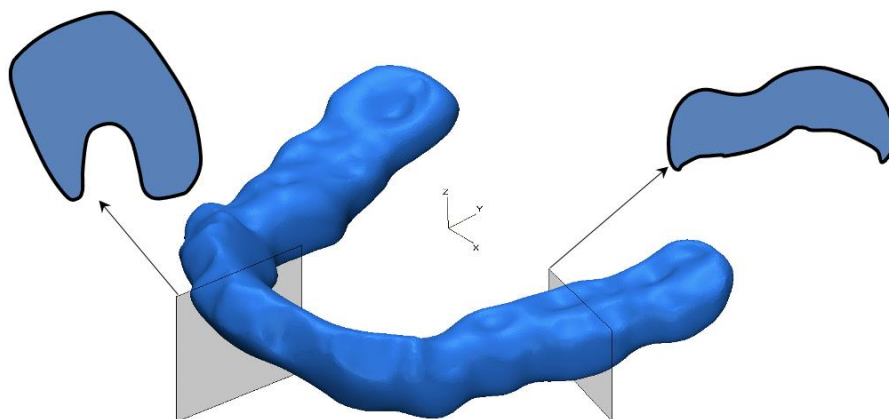


**Рисунок 8** – Результат сегментации одного из снимков КТ: А - автоматическая сегментация с применением диапазона 1000-3000 HU; Б - результат интерактивного редактирования изображения (выделение областей, относящихся к зубам нижней челюсти, справа)

Далее на основе результатов сегментации осуществляли автоматическое создание поверхностных моделей зубов с их последующим сглаживанием и оптимизацией качества треугольных граней. Пародонтальную связку моделировали посредством генерации дополнительных поверхностей, равноудаленных от корневых частей зубов на 0,25 мм. Рассматривался вариант установки съемной персонализированной шины на весь зубной ряд НЧ, изготовленной способом 3D-печати. Оклюзионная шина моделировалась на виртуальных моделях челюстей с зубными рядами полученных путем совмещения данных КТ и внутриротового сканирования. Оптические слепки



получали с помощью внутриротового сканера 3Shape TRIOS 3 (3Shape, Дания). Моделирование шины осуществляли в специализированном программном комплексе exocad DentalCAD (Exocad, США) с учетом отсутствия зазора между внутренней поверхностью шины и зубами. Полученная виртуальная модель шины экспортировалась в программный комплекс 3-matic 6.1 в формате STL, где совмещалась с созданной моделью нижнего зубного ряда (Рисунок 9).



**Рисунок 9** – Трехмерная STL модель шины с отображением формы поперечных сечений в областях центральных резцов и моляров

После проверки и требуемой корректировки качества всех поверхностей, создавалась объемная сетка компонентов модели, основанной на 4-х узловых тетраэдрах. Максимальная длина стороны грани тетраэдра при аппроксимации компонентов модели составляла следующие значения: зуб – 0.7 мм, периодонт – 0.25 мм, окклюзионная шина – 0.5 мм. При перечисленных выше параметрах, количество узлов для модели составило 167306, для элементов – 756844.

Материал всех компонентов модели моделировался как изотропный однородный линейно-упругий. Для материала шины заданы средние значения, полученные в ранее проведенных испытаниях по изучению физико-механических свойств конструкционных материалов (см. раздел 3.1). Значения механических характеристик материалов модели приведены в таблице 1.

**Таблица 1** – Механические характеристики элементов математической модели

| Наименование | Модуль | Коэффициент |
|--------------|--------|-------------|
|--------------|--------|-------------|

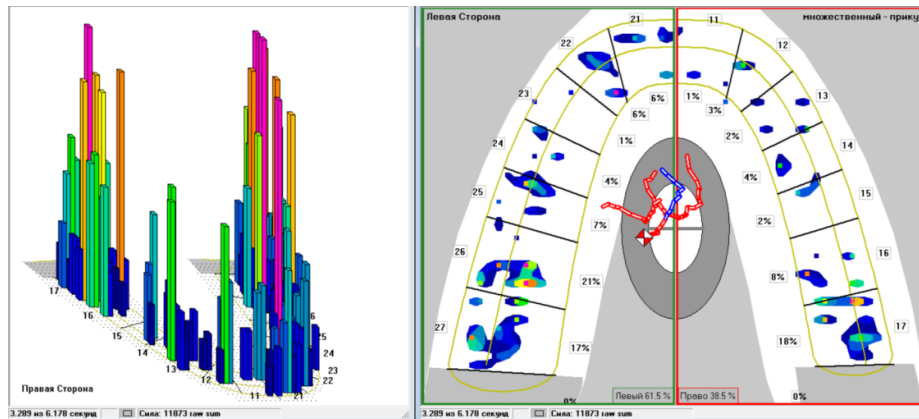
| материала                       | упругости (МПа) | Пуассона |
|---------------------------------|-----------------|----------|
| Зуб                             | 20300           | 0.26     |
| ПДС                             | 68.9            | 0.45     |
| Конструкционный материал (ПММА) | 2200            | 0.35     |

После завершения создания модели осуществлялся ее экспорт в конечно-элементный комплекс ANSYS. Так как все компоненты модели состояли из 4-х узловых тетраэдров, то им был присвоен элемент типа SOLID 285 с тремя поступательными степенями свободы в каждом узле. Неподвижная фиксация шины на зубном ряду моделировалась посредством создания неподвижного контакта (тип Bonded) между близлежащими узлами, принадлежащими наружной поверхности коронок зубов и внутренней поверхности шины.

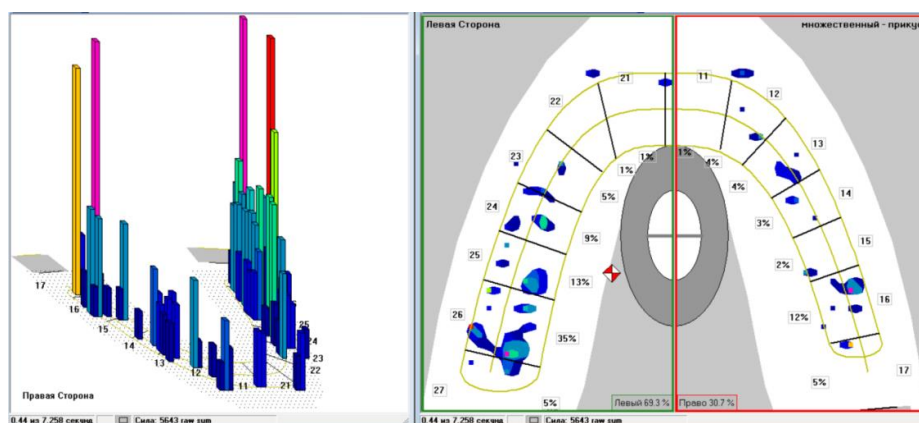
Основной задачей исследования являлось определение значений расчетных параметров для компонентов модели от действия функциональной нагрузки. Величина и распределение функциональной нагрузки определялись с использованием программно-аппаратного комплекса T-Scan III (TekScan, USA), применяющейся для анализа окклюзионных контактов и относительной окклюзионной силы, которая регистрируется внутриротовым способом с помощью сенсорного датчика. С этой целью по имеющейся виртуальной STL-модели был изготовлен один экспериментальный образец шины из материала Dental Clear Pro (Harzlabs, Russia) методом 3D-печати с использованием 3D-принтера Phrozen Sonic Mini 8K (Phrozen, Тайвань) с последующей постпечатной обработкой, описанной в главе 2.

Измерение функциональной нагрузки проводилось в три этапа. Первоначальное (Измерение 1) определение окклюзионных контактов и измерение функциональной нагрузки проводилось без шины (рисунок 10 а). В результате чего, было установлено, что 61.5% от всей нагрузки приходится левую сторону челюсти и 64% – на моляры 36, 37, 46, 47 (обозначения зубов

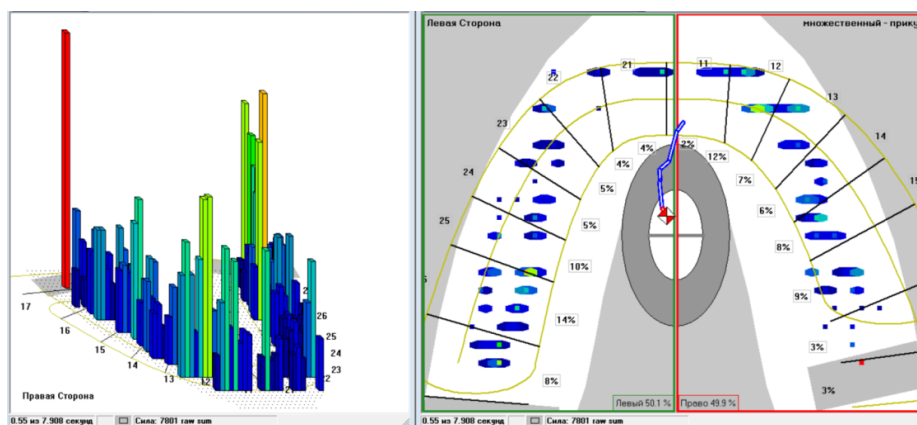
приведены в соответствии с two-digit FDI notations). Результаты измерения (Измерение 2), представленные на рисунке 10 б, получены с шиной, установленной сразу после ее изготовления и постпечатной обработки. Здесь, на левую сторону челюсти пришлось 69.3% от всей нагрузки, а 35% – на моляр 36. Для обеспечения более равномерного распределения нагрузки было выполнено шлифование шины в локальных областях, определенных аппаратом T-Scan. На рисунке 10 в, представлены результаты измерения (Измерение 3), полученные после данной операции. Общая окклюзионная нагрузка между левой и правой сторонами челюсти распределилась как 50.1% / 49.9%, а 37% пришлось на моляры 36, 37, 46, 47. В ходе проведения измерений настройки чувствительности сенсора устанавливались «по умолчанию».



А



Б



### В

**Рисунок 10** – Результаты относительного и процентного распределения окклюзионной силы и окклюзионных контактов между зубами антагонистами в программном обеспечении системы T-Scan III: А - измерение без шины; Б - измерение с шиной, сразу после изготовления; В - измерение с шиной, после пришлифовывания

Из рисунка 10 видно, что во всех измерениях относительная окклюзионная сила (raw sum) распределена между всеми зубами и составляет: при Измерении 1 – 11873, при Измерении 2 – 5643, при Измерении 3 – 7801. Так как система T-Scan III не позволяет определять абсолютное значение окклюзионной силы. Для перевода относительной силы в абсолютную (Newton (N)) использовали следующее линейное уравнение:

$$F = 0.021 \times (\text{raw sum}) + 8.022. \quad (1)$$

Результаты определения абсолютных значений окклюзионных сил, действующих на воспринимаемые (антагонизирующие) зубы, для Измерения 1 составило – 257.4 N, для Измерения 2 – 126.6 N, для Измерения 3 – 171.8 N, а их распределение представлены в таблице 2.

**Таблица 2** – Распределение абсолютных значений, полученных в результате обработки данных программно-аппаратного комплекса T-Scan III

| Tooth ID | Измерение 1<br>[N (%)] | Измерение 2<br>[N (%)] | Измерение 3<br>[N (%)] |
|----------|------------------------|------------------------|------------------------|
|          |                        |                        |                        |

|    |           |           |           |
|----|-----------|-----------|-----------|
| 37 | 43.8 (17) | 6.3 (5)   | 13.7 (8)  |
| 36 | 54.0 (21) | 44.3 (35) | 24.1 (14) |
| 35 | 18.0 (7)  | 16.4 (13) | 17.2 (10) |
| 34 | 10.3 (4)  | 11.4 (9)  | 8.6 (5)   |
| 33 | 2.6 (1)   | 6.3 (5)   | 8.6 (5)   |
| 32 | 15.4 (6)  | 1.3 (1)   | 6.9 (4)   |
| 31 | 15.4 (6)  | 1.3 (1)   | 6.9 (4)   |
| 41 | 2.6 (1)   | 1.3 (1)   | 3.4 (2)   |
| 42 | 7.7 (3)   | 5.1 (4)   | 20.6 (12) |
| 43 | 5.1 (2)   | 5.1 (4)   | 12.0 (7)  |
| 44 | 10.3 (4)  | 3.8 (3)   | 10.3 (6)  |
| 45 | 5.1 (2)   | 2.5 (2)   | 13.7 (8)  |
| 46 | 20.6 (8)  | 15.2 (12) | 15.5 (9)  |
| 47 | 46.3 (18) | 6.3 (5)   | 10.3 (6)  |

N, Newton; %, percentage.

Таким образом, в данном исследовании рассматривалось три расчетных варианта:

- Вариант 1: Модель зубного ряда без установленной шины;
- Вариант 2: Модель зубного ряда с шиной, установленной после изготовления;
- Вариант 3: Модель зубного ряда с шиной, установленной после пришлифовывания.

### **2.3 Разработка конструкции окклюзионной зубной шины в протоколе лечения пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной гипертонусом жевательных мышц.**

Для разработки конструкции окклюзионной зубной шины нами были проанализированы информационные источники зарубежных и отечественных

электронных научных баз глубиной в 10 лет, а также, проанализированные полученные результаты проведенных лабораторно-экспериментальных исследований по определению физико-механических свойств конструкционных материалов и биомеханических процессов в биологических объектах зубочелюстной системы.

В результате были сформулированы ключевые элементы, технологии моделирования и производства окклюзионных шин с применением современных компьютерных технологий. А именно:

Минимальная толщина окклюзионной шины изготовленной методом объемной печати должна составлять не менее 3 мм.

Позиционирующая окклюзионная шина, используемая на этапах лечения у пациентов с частичным отсутствием зубов должна в своей конструкции содержать искусственные отсутствующие зубы.

При использовании окклюзионной шины у пациентов с болезнями пародонта, нижняя граница шины должна располагаться на 2 мм выше маргинальной десны, перекрывая экватор и жевательную поверхность моляров, премоляров и режущие края резцов и клыков.

Окклюзионная поверхность шины должна иметь отпечатки зубов антагонистов, при этом, толщина шины, располагающейся на окклюзионной поверхности зубных рядов, и расположение отпечатков зубов антагонистов определяются врачом-стоматологом по индивидуальным особенностям пациента, исходя из разницы высоты нижнего отдела лица при центральном соотношении челюстей и терапевтической позиции нижней челюсти.

Позиционирующая зубная шина, при отсутствии фиксации боковых движений, на окклюзионной поверхности помимо отпечатков зубов антагонистов должна содержать в своей конструкции наклонные пелоты, направляющие и ограничивающие движение нижней челюсти в трансверсальном направлении.

После постпечатной обработки шины, необходимо корректировать на ее поверхности площадь и силу окклюзионных контактов в соответствии с аналогичными значениями зубных рядов, определенных аппаратным методом, способом избирательного пришлифованная.

Конструкционный материал для изготовления позиционирующих окклюзионных шин не должен подвергаться механическим повреждениям в процессе эксплуатации сроком до 12 месяцев.

Исходя из выше перечисленных требований в рамках диссертационного исследования был разработан протокол лечения пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной гипертонусом жевательных мышц, эффективность которого оценивалась в проведенном клиническом исследовании.

#### **2.4. Материал и методы клинической апробации разработанной конструкции окклюзионной зубной шины в протоколе лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной гипертонусом жевательных мышц.**

Клиническое исследование проводилось на базах кафедры стоматологии факультета непрерывного медицинского образования медицинского института Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы» центре цифровой стоматологии МАРТИ и ГАУЗ МО «Пушкинская городская стоматологическая поликлиника», в соответствии протоколами, утвержденными Комитетом по этике Медицинского института РУДН им. Патриса Лумумбы.

В исследовании приняли участи 131 пациент с частичным отсутствием зубов и дисфункцией ВНЧС осложнённой гипертонусом жевательных мышц. В соответствии с критериями включения и не включения в исследование,

проводилось лечение 70 больных, рандомизированно разделенных на 2 равные группы.

*Критерии включения в исследование:*

1. Мужчины и женщины в возрасте от 25 до 45 лет с диагнозами: потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локальной периодонтальной болезни (МКБ 10 K08.1); болезни височно-нижнечелюстного сустава (дистальное положение нижней челюсти) (МКБ 10 K07.6); другие соматоформные расстройства (бруксизм) (МКБ 10 F45.8).

2. Отсутствие соматической патологии, влияющей на минеральный обмен веществ и репаративный остеогенез.

3. Отсутствие психических заболеваний и заболеваний центральной нервной системы.

4. Добровольное информированное согласие на участие в проведении клинического исследования.

*Критерии не включения в исследование:*

1. Мужчины и женщины в возрасте до 25 и после 45 лет

2. Пациенты с целостностью зубных рядов.

3. Пациенты с пародонтитом средней и тяжелой степени тяжести

4. Пациенты со съемными зубными протезами

5. Пациенты с психическими расстройствами и нейрогенной патологией.

6. Пациенты, имеющие соматические заболевания в стадии декомпенсации.

7. Отсутствие добровольного информированного согласия на участие в проведении клинического исследования.

*Критерии исключения пациентов из исследования:*

1. Отказ пациента от лечения в процессе проведения клинического исследования.

2. Развитие у пациентов в процессе лечения состояний, входящих в перечень критерий не включения в исследование.



Пациентам первой группы лечение проводили по предложенному протоколу (описанному в главе 3) с применением разработанных конструкций позиционирующий окклюзионных шин, изготовленных методом объемной печати из конструкционного материала Dental Clear Pro (Harz Labs, Россия). Пациентом второй группы, аналогичное лечение проводилось шинами, изготовленными из конструкционного материала для временных коронок длительного ношения Dental Sand Pro (Harz Labs, Россия), с целью расширения показаний к его применению.

#### 2.4.1. Характеристика пациентов клинических групп

Характеристика пациентов по полу и возрасту представлена в таблице 3.

**Таблица 3** – Характеристика пациентов клинических групп по полу и возрасту

| Возраст<br>т | Группа 1 |   | Группа 2 |   |
|--------------|----------|---|----------|---|
|              | М        | Ж | М        | Ж |
| 25-35        | 5        | 6 | 6        | 4 |
| 35-40        | 6        | 5 | 5        | 6 |
| 40-45        | 6        | 7 | 7        | 7 |
| Всего:       | 35       |   | 35       |   |

Обязательным условием включения пациентов в исследование являлось частичное отсутствие жевательных зубов верхней и/или нижней челюсти. Характеристика пациентов по целостности зубных рядов представлена в таблице 4.

**Таблица 4** – Характеристика пациентов по целостности зубных рядов

| Класс по Кеннеди  | Группа 1 | Группа 2 |
|---|----------|----------|
| I Двухсторонний концевой дефект                                 | 2        | 3        |
| II Односторонний концевой дефект                                | 12       | 11       |
| II (1) Односторонний концевой дефект и односторонний включенный | 3        | 2        |
| III Односторонний включенный дефект                             | 13       | 14       |
| III (1) Двухсторонний включенный дефект                         | 5        | 5        |
| Всего:  | 35       | 35       |

Всем пациентам в период лечения с применением позиционирующих окклюзионных шин, была проведена операция дентальной имплантации. По достижению интеграций дентальных имплантатов, проводилось временное протезирование полимерными конструкциями длительного ношения в заданной шиной ортопедической позиции нижней челюсти и межальвеолярной высоте.

#### **2.4.2. Материалы и методы клинического обследования пациентов**

Все пациенты в процессе формирования клинических групп проходили стоматологическое обследование, которое включало опрос, основные и дополнительные методы.

Осмотр заключался в пальпации собственных жевательных, височных и крыловидно-челюстных мышц, поднижнечелюстных, подподбородочных, передних шейных и затылочных лимфатических узлов, мест выхода на кожу веточек тройничного нерва, передних и нижних стенок гайморовых и лобных пазух. Пальпации и аускультации височно-нижнечелюстного сустава.

Визуальной оценки симметрии лица и положения нижней челюсти, состояния кожных покровов, слизистых оболочек преддверия и собственной полости рта, языка, уровень прикрепления уздечек и слизистых тяжей. Пальпации и оценки характера секрета крупных слюнных желез. Первоначальное наличие мишечно-суставной дисфункции определяли с помощью Гамбургского теста, при наличии всех отрицательных ответов, пациентов не включали в группы исследования. Гигиеническую оценку состояния полости рта проводили с помощью индекса эффективности гигиены полости рта РНР. Пародонтологическое состояние оценивали, применяя папиллярно-альвеолярно-маргинальный индекс (РМА), с помощью определения глубины пародонтальных карманов специальным зондом, а также, определяя подвижность зубов по Энтину. Пациенты со средней и тяжелой формами пародонтита в исследование не включались.

Проводили миорелаксацию жевательных мышц с использованием прибора U-DENT (Нейротех, Россия), после чего определяли терапевтическую позицию нижней челюсти при помощи листового калибратора Джона Коиса и джига Люсиа. Выполнялись кинезиопробы скелетной мускулатуры и КЛКТ ВНЧС в закрытом состоянии с целью контроля определения положения нижней челюсти.

Так же всем пациента, как на этапе формирования клинических групп, так и на этапах проводимого лечения – 3, 6 и 12 месяцев, проводили специальные и дополнительные методы исследования, такие как, компьютерная томография челюстей и ВНЧС в открытом и закрытом состояниях, аппаратное определение окклюзии, электроэнцефалография, электромиография, доплеровская флоуметрия.

### **2.4.3. Рентгенологические методы исследования**

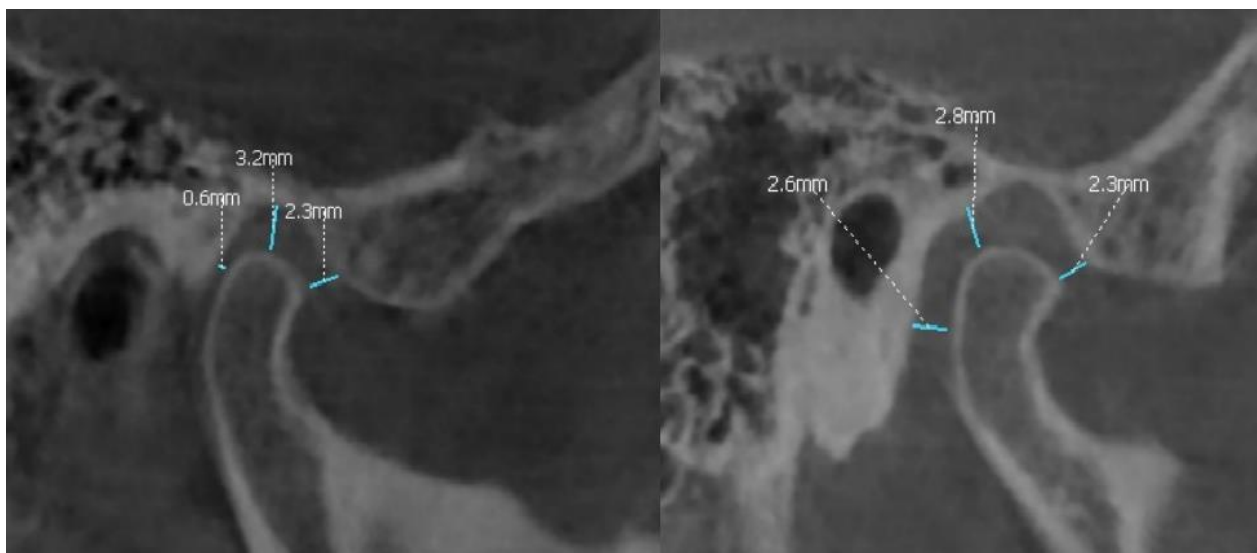
Рентгенологическое исследование заключалось в проведении КЛКТ челюстей и элементов ВНЧС в открытом и закрытом состоянии и осуществлялось с помощью аппарата Vatech PaX-i 3D (Vatech, Корея). Лучевая нагрузка при проведении КЛКТ челюстей составляла 0,144 мЗв, при исследовании ВНЧС справа и слева в открытом и закрытом состоянии 0,308 мЗв (по 0,077 в каждой проекции). (Рисунок 11).



**Рисунок 11** – Аппарат рентгеновский цифровой панорамный, Vatech модель PaX-i 3D (производитель Vatech, Корея)

На томограммах челюстей проводили оценку состояния зубов и периапикальных тканей, костных структур пародонта, костной ткани для планирования дентальной имплантации.

При оценке состояния элементов ВНЧС, головку нижней челюсти центрировали в программе просмотрщике в единое для всех проекций положение до четкой визуализации межсуставной щели на всем протяжении суставного отростка. После чего накладывали виртуальную линейку и мерили расстояние от края головки нижней челюсти до края височной кости спереди, вверху и сзади (рисунок 12).



А

Б

**Рисунок 12** – Оценка параметров суставной щели на КЛКТ ВНЧС: А) до лечения; Б) после лечения

Рентгенологический контроль ВНЧС проводился, до лечения, после изготовления и фиксации позиционирующей окклюзионной шины, после фиксации временных коронок и через 6 месяцев после постоянного протезирования.

#### **2.4.4. Электроэнцефалография (ЭЭГ).**

В этиологии развития гипертонуса жевательных мышц одним из предрасполагающих факторов, помимо окклюзионных дисгармоний и постуральных проблем, является стойкое нарушение психоэмоционального фона пациента, наличие нейрогенных нарушений. Для определения указанного состояния в представленном исследовании применяли прибор для проведения ЭЭГ BrainBit U-DENT (Нейротех, Россия) (рисунок 13).



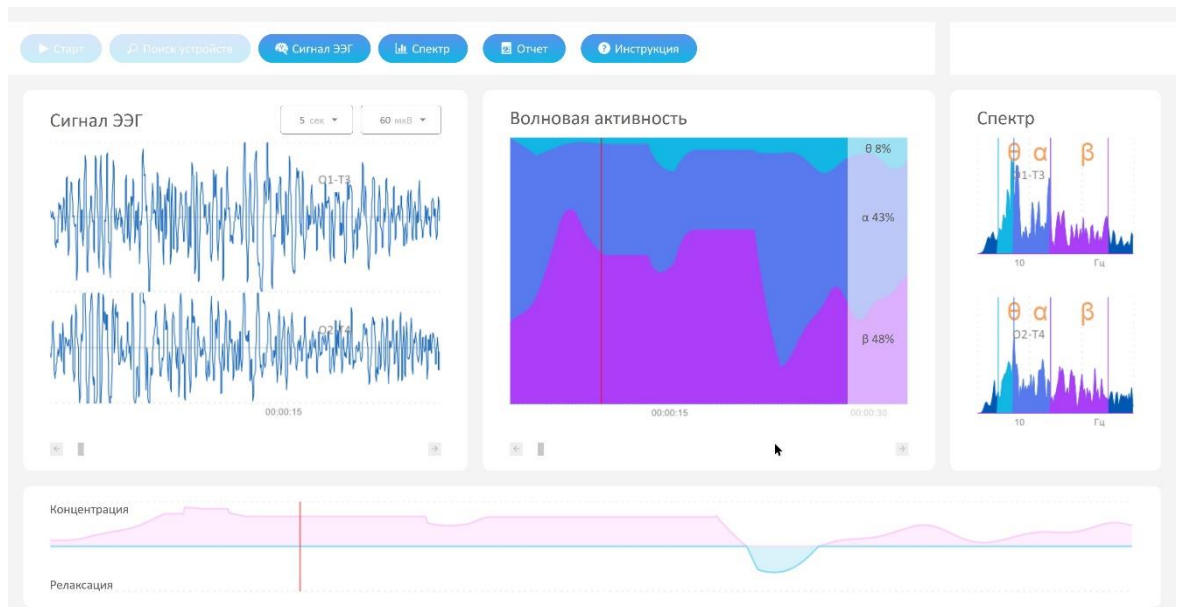
**Рисунок 13** – Проведение исследования для оценки психоэмоционального состояния пациента с использованием аппарата BrainBit U-DENT (Нейротех, Россия)

Устройство функционирует путем регистрации физиологических параметров электроэнцефалограммы (ЭЭГ), которые предоставляют информацию о текущем состоянии пациента в виде сигналов на экране компьютера, позволяющих проанализировать уровень возбуждения центральной нервной системы (ЦНС).

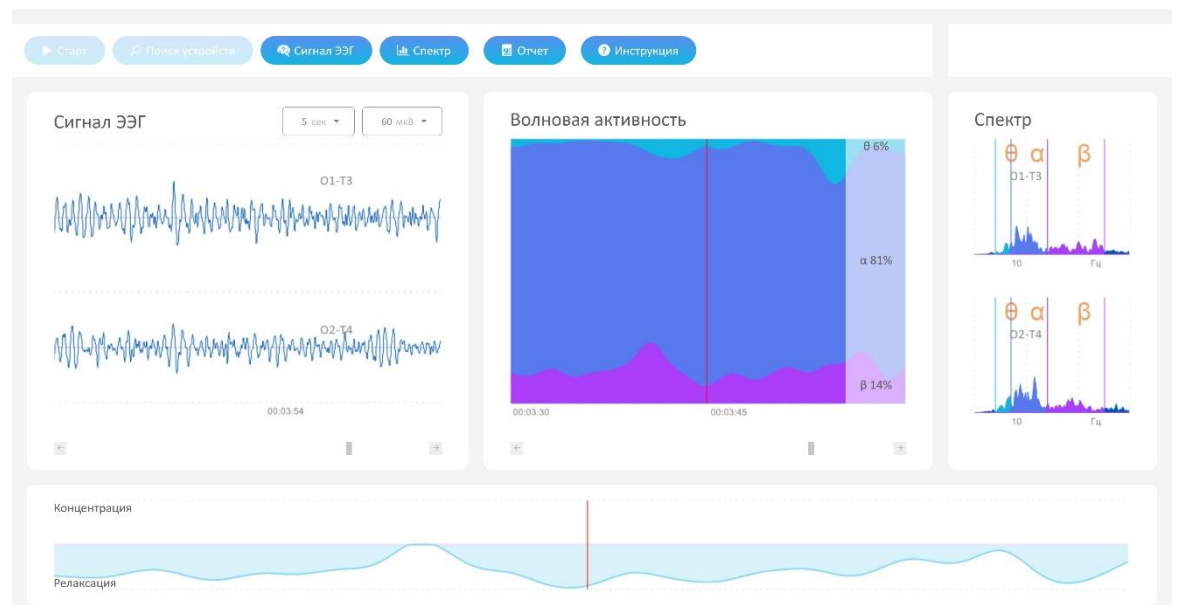
Прибор регистрирует  $\alpha$ -,  $\theta$ -,  $\beta$ -ритмов головного мозга и представляет собой ленту с фиксированными четырьмя беспроводными датчиками с позолоченными контактами, подающими информацию в персональный компьютер с установленным специализированным программным обеспечением.

ЭЭГ проводилась в привычном и расслабленном состояниях пациента. В обычном состоянии, пациент располагался сидя в стоматологическом кресле с открытыми глазами. В расслабленном, пациент укладывался в стоматологическое кресло лежа, выключался свет и ставилась спокойная релаксирующая музыка, исследование начиналось через 10 минут полного покоя. Анализ результатов проводился по соотношению  $\alpha$ - и  $\beta$ -ритмов. В

обычном состоянии у пациента с отсутствием стойких нарушений психоэмоционального статуса, который может привести к гипертонусу жевательных мышц, должно быть преобладание  $\alpha$ -ритмов над  $\beta$ - ритмами, однако, при максимальной концентрации допустимо незначительное преобладание  $\beta$ -ритмов над  $\alpha$ -ритмами и их равные значения. В расслабленном состоянии должно быть преобладание  $\alpha$ -ритмов над  $\beta$ - ритмами (рисунок 14).



А



Б

**Рисунок 14** – Показания ЭЭГ пациента с отсутствием психоэмоционального

напряжения: А) исследование в привычном состоянии бодрствования; Б)  
исследование в состоянии покоя

Пациенты с выявленным на этапе формирования клинических групп повышенным психоэмоциональным статусом в исследования не включались.

#### **2.4.5. Определение биоэлектрической активности жевательных мышц (ЭМГ)**

С использованием беспроводной системы мониторинга сигналов «Колибри» (Нейротех, Россия) регистрировали биопотенциалы собственно жевательных и височных мышц (рисунок 15).

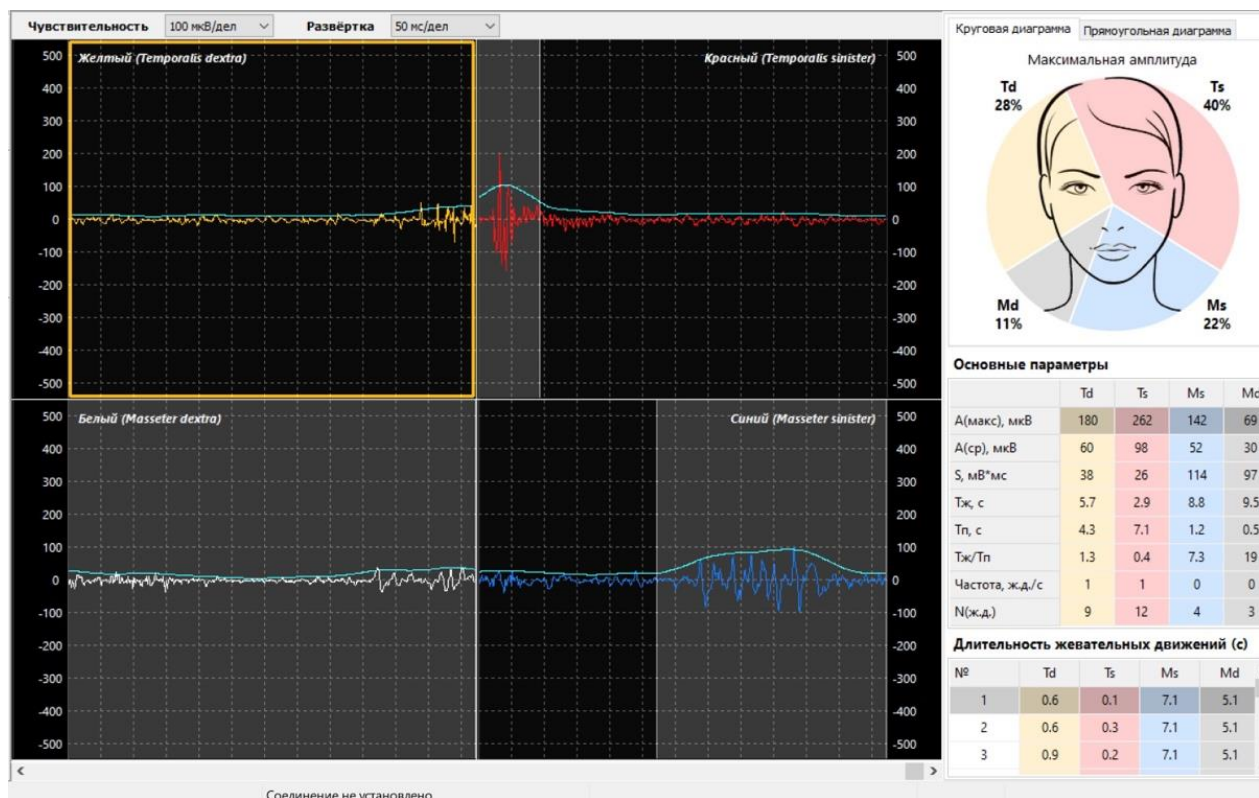


**Рисунок 15** – Фиксация датчиков электромиографа «Колибри» (Нейротех, Россия)

Беспроводные датчик, фиксируются на собственных жевательных и височных мышцах в симметричных участках справа и слева. Сигнал от



датчиков поступает на персональный компьютер и анализируется в специализированном программном обеспечении (рисунок 16).



**Рисунок 16** – Интерфейс компьютерной программы электромиографа «Колибри» (Нейротех, Россия)

Исследование в рамках представленной работы проводилось в положении пациента сидя, при отсутствии поддержки головы. Запись электрограмм проводилась одновременно с четырех основных жевательных мышц: правой и левой собственно жевательных и правой и левой височной мышцы, с передних ее пучков. Перед фиксацией электродов проводилась бимануальная пальпация жевательных мышц с целью выявления точек наибольшего тонического напряжения. Электроды накладывались симметрично, в проекциях выявленных моторных точек, параллельно ходу мышечных волокон, после предварительного обезжиривания кожи 70% этиловым спиртом.

Запись графиков биоэлектрической активности жевательных мышц проводилась в состоянии относительного физиологического покоя, во время процесса жевания 10 граммов миндаля и при выполнении максимального волевого сжатия челюстей. В процессе исследования на интерфейсе

компьютерной программы электромиографа «Колибри» (Нейротех, Россия) отображался динамический график биоэлектрической активности жевательных мышц в виде четырехсекторной круговой диаграммы, демонстрирующий относительную величину активности каждой мышцы относительно остальных. По окончании регистрации биопотенциалов выводился подробный отчет, содержащий столбчатые графики и значения регистрируемых параметров биоэлектрической активности жевательных мышц.

В исследуемых группах в рамках проводимого исследования имели значение параметры средней биоэлектрической активности жевательных мышц (СрБЭА, мкА) и показателей симметричности правой и левой собственно жевательных и правой и левой височных мышц (%), который рассчитывали делением абсолютных величин БЭА в каждой паре мышц. Также рассчитывали коэффициент PU (percentage of use) – процент использования жевательных мышц, рассчитываемый как частное средней БЭА во время жевания к средней БЭА во время максимального волевого сжатия челюстей. Исследование проводилось на этапе формирования исследуемых групп, до начала лечения и на этапах лечения с применением репозиционирующих назубных шин – через 3 месяца с момента начала лечения, через 6 месяцев (после фиксации провизорных реставраций) и через 12 месяцев (после фиксации постоянных ортопедических конструкций).

#### **2.4.6. Инструментальная оценка окклюзионных контактов зубных рядов.**

Инструментальная оценка окклюзионных контактов проводилась с помощью аппарата T-Scan III (TekScan, США) (Рисунок 17).

Аппарат регистрирует точку первого контакта, которая предшествует остальным многочисленным контактными пунктам, которые временно появляются во время движений нижней челюсти, фиксирует время и

относительную силу контакта. T-Scan III определяет временную последовательность появления контактов, процент относительной окклюзионной силы между множественными контактными точками, и затем отображает их для проведения последующего динамического анализа.



**Рисунок 17** – Инструментальная оценка окклюзионных контактов аппаратом T-Scan III (TekScan, США)

В представленном исследовании проводили оценку окклюзионных контактов на этапе формирования клинических групп, и на сроках клинических наблюдений 3,6 и 12 месяцев.

На первом этапе проводили оценку окклюзионных контактов зубных рядов пациента.

После изготовления позиционирующей зубной шины, с помощью T-Scan III определяли контакты на шине и сопоставляли их с данными первого исследования. После чего проводили избирательное шлифование шины, до равномерного распределения одновременных контактов. Для оценки площади и силы окклюзионных контактов применяли способ, описанный в патенте РФ 2693129 от 02.07.2019, разработанный в рамках представленного исследования по результатам математического эксперимента (см. главу 3). Далее проводили цифровой анализ окклюзии временных коронок длительного

ношения, изготовленных через 3 месяца после начала лечения, в позиции нижней челюсти, фиксированной на позиционирующей окклюзионной шине. На заключительных этапах, оценивалась окклюзия постоянных ортопедических конструкций непосредственно после фиксации и через 6 месяцев протезирования.

Под контролем аппаратного метода оценки окклюзионных взаимоотношений корректировали указанные значения до полного совпадения на всех этапах протезирования, контролируя площадь контактов и равномерность распределения жевательной нагрузки на естественные и искусственные опоры несъемных ортопедических конструкций.

#### **2.4.7. Определение терапевтической позиции нижней челюсти.**

В процессе клинического исследования пациента приглашали с целью определения терапевтической позиции нижней челюсти, для этого были применены: калибратор Коиса, джиг Люсия и депрограмматор U-Dent Callibri (Нейротех, Россия).

На этапе диагностики было выполнено определение степени дистализации нижней челюсти и оптимальной межальвеолярной высоты с использованием регламентированной толщины листового калибратора Коиса при проведении кранио-постурального кинезиологического теста (Рисунок 18).



**Рисунок 18** – Максимальный угол отведения руки при стабилизации плечевого сустава в привычной окклюзии

После проведения кранио-постурального кинезиологического теста, подбирали соответствующую толщину листового калибратора Коиса. (Рисунок 19).



**Рисунок 19** – Определение оптимальной толщины листового калибратора в полости рта пациента

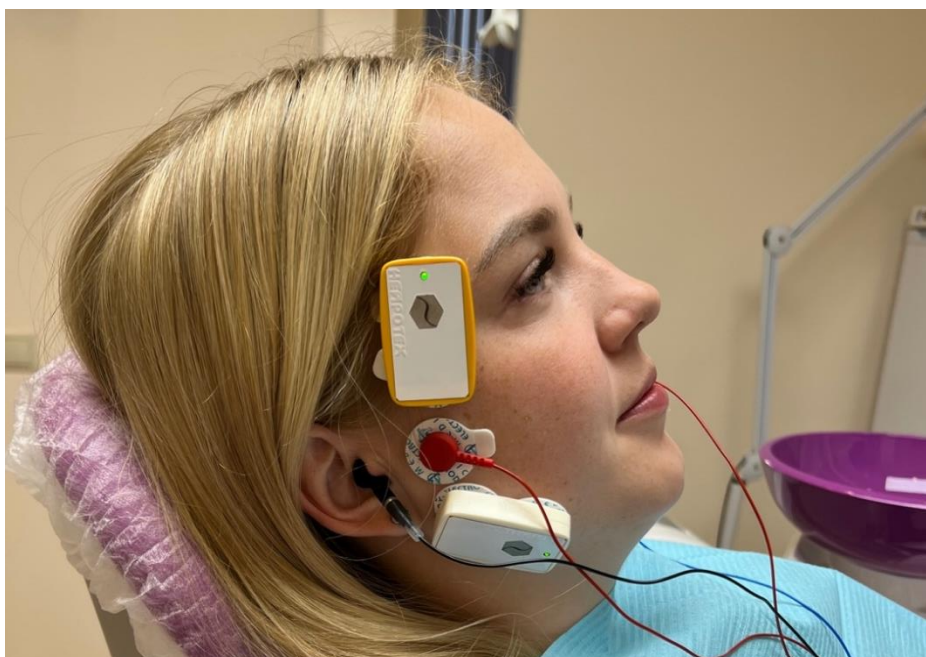
При закусывании листового калибратора толщиной 3 миллиметра было наблюдеено значительное расслабление мышц плечевого отдела. Рука

поднималась более чем на 90 градусов при сохранении фиксации плечевого сустава. Со слов пациента, он не ощущал дискомфорт или зажатость в области мышц плечевого пояса (Рисунок 20).



**Рисунок 20** – Максимальный угол отведения руки при стабилизации плечевого сустава и при фиксации листового калибратора в полости рта пациента

Для осуществления депрограммирования собственно жевательных и височных мышц применяли комплексный подход, включающий использование листового калибратора Коиса и депрограмматора U-Dent Callibri (Нейротех, Россия). Одновременно проводилась миорелаксация с использованием депрограмматора U-Dent Callibri (Нейротех, Россия) (Рисунок 21).



**Рисунок 21** – Фиксация датчиков депрограмматора U-Dent Callibri (Нейротех, Россия) под контролем электромиографа

Расслабляли мышцы в течение 10 минут с использованием датчика функциональной активности и листового калибратора, затем листовый калибратор был удален. Затем устанавливали джиг Люсия на верхней челюсти между центральными резцами с целью предотвращения смыкания зубных рядов (Рисунок 22).



**Рисунок 22** – Фиксация джига Люсия в полости рта пациента

После этого, применяли артикуляционную бумагу Bausch (Bausch, Германия), для создания отметки на джиге после расслабления мышц с целью фиксации положения нижней челюсти, которое фиксировали с помощью силиконового материала, затем снимали цифровые оттиски с использованием интраорального сканера.

Повторное проведение кинезиопроб (Рисунок 23) использовалось для проверки и контроля положения нижней челюсти в терапевтической позиции.



**Рисунок 23** – Максимальный угол отведения руки при фиксации плечевого сустава и при фиксации джига Люсия в полости рта пациента

#### **2.4.8. Регистрации гемодинамических показателей микроциркуляторного русла тканей пародонта.**

Окклюзионные нарушения сопровождаются нарушением баланса распределения нагрузки на ткани пародонта. Вследствие этого происходят изменения в микроциркуляторном русле по типу венозной гиперемии и стаза [27].

Одним из неинвазивных методов диагностики и отслеживания динамики окклюзионных нарушений является лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляторного русла тканей пародонта. Данный метод исследования



микроциркуляции тканей основан на эффекте Допплера, заключающемся в отражении излучения от движущихся объектов, при котором изменяется частота сигнала (Движущимися объектами в сосудах микроциркуляторного русла являются эритроциты). В качестве источника излучения применяется гелий-неоновый лазер малой мощности, генерирующий излучение с длиной волны 632,8 нм, обладающее хорошей проникающей способностью в поверхностных слоях тканей.

Регистрацию гемодинамических показателей микроциркуляторного русла исследовании тканей пародонта в представленном проводили с помощью лазерного анализатора тканевого кровотока «Минимакс-Допплер-К» (ООО «СП-Минимакс», Россия) укомплектованным специальным датчиком с непрерывным ультразвуковым сигналом частотой 25 МГц. (рисунок 24).



**Рисунок 24** - Лазерный анализатор тканевого кровотока «Минимакс-Допплер-К» (ООО «СП-Минимакс», Россия)

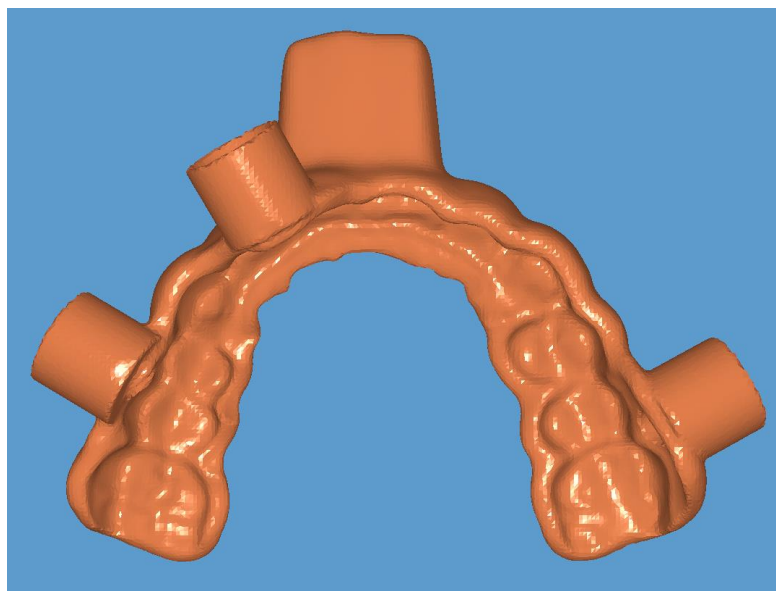
Для корректной работы местом расположения датчика служит переходная складка, при этом датчик не должен быть плотно прижат к слизистой, во избежание нарушения кровотока и иметь возможность перемещения под углом

в диапазоне 25-65 градусов. Для выполнения данных требований, а также, для репрезентативности исследований на всех этапах исследований, нами были разработаны устройства и способ мониторинга гемодинамики тканей пародонта, абсолютная новизна которых была подтверждена патентами РФ на изобретения («Устройство для мониторинга гемодинамики тканей пародонта» Патент РФ 2747386 от 04.05.2021 и «Способ мониторинга гемодинамики тканей пародонта» Патент РФ 2738729 от 16.12.2020).

В соответствии с разработанным способом, мониторинг гемодинамики тканей пародонта осуществляли следующим образом:

У пациента исследуемой группы в проекции межкорневых костных перегородок альвеолярной кости 16, 21, 25, 36, 41, 45 зубов, датчиком ультразвукового доплера, находили наиболее ясный звуковой сигнал. Точку с усиленным звуковым сигналом на слизистой оболочке помечали стерильным хирургическим маркером. Медицинским пластырем на бумажной основе поверх отмеченной точки фиксировали металлический калибровочный шарик диаметром, соответствующим диаметру рабочей поверхности датчика ультразвукового доплера. Проводили цифровую зонограмму челюстей, пациента на которой с помощью изображения металлического шарика уточняли место расположения датчика, соответствующего костной структуре альвеолярной кости, ширина которой соответствовала диаметру датчика. Ориентируясь на рентгенологические данные, уточняли химическим карандашом точки положения датчика, а проекции 16, 21, 25, 36, 41, 45 зубов на моделях челюстей пациента, фиксированных в артикуляторе. В артикуляторе проводили разобщение зубных рядов на 3 мм, сканировали модели челюстей и их взаимоположение в пространстве. На цифровых моделях зубных рядов в компьютерной программе моделировали двухчелюстную капу, перекрывающую зубы и маргинальную десну до уровня переходной складки. В положении центральной окклюзии, с условием разобщения на 3 мм, моделировали

горизонтальную площадку с отпечатками зубов верхнего и нижнего зубных рядов. Между зубами 16, 21, 25, 36, 41, 45 по всем поверхностям, слизистой оболочки их межкорневой альвеолярной кости до уровня переходной складки и капшой моделировали промежуток в 1,5 мм, применяя функцию редукции объемного изображения. На наружной поверхности устройства в проекции межкорневых альвеолярных перегородок моделировали конусные отверстия с диаметром внутренней поверхности устройства, соответствующим диаметру датчика прибора для доплерографии, таким образом, что бы, наружный радиус конусного отверстия соответствовал вектору перемещения датчика прибора доплерографии внутри капши в диапазоне 25-65 градусов (рисунок 25).



**Рисунок 25** – Виртуальная модель устройства для мониторинга гемодинамики в тканях пародонта

Цифровую модель устройства для мониторинга гемодинамики в тканях пародонта и околопародонтальных тканях изготавливали из стоматологического полимера методом объемной печати (рисунок 26).



**Рисунок 26** – Устройство для мониторинга гемодинамики тканей пародонта изготовленное методом объемной печати

Устройство для мониторинга гемодинамики тканей пародонта фиксировали на челюстях пациента и проводили ультразвуковую доплерографию в искомым участках, располагая датчик прибора в конусообразных отверстиях и перемещая его до получения максимально ясного звукового сигнала в диапазоне 25-65 градусов (рисунок 27).



**Рисунок 27** – Устройство для мониторинга гемодинамики тканей пародонта фиксированное на челюстях пациента

У пациентов исследуемых групп определяли показатели перфузии (M), уровня интенсивности тканевого кровотока ( $\sigma$ ) и коэффициента вариации (Kv), характеризующего вазомоторную активность микрососудов, до лечения и на сроках 3, 6 и 12 месяцев после начала лечения с применением стабилизирующих назубных шин. Интерпретация полученных данных позволила дать оценку функциональному состоянию микроциркуляторного русла пародонта.

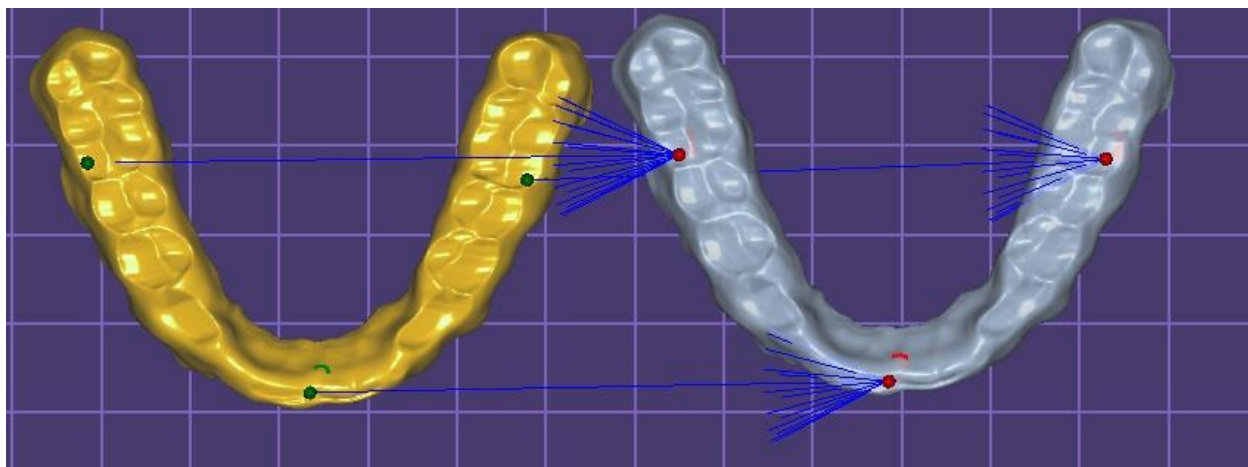
## **2.5. Методы определения динамического изменения конструкции позиционирующих окклюзионных шин.**

Оценку состояния позиционирующих окклюзионных шин после клинического применения проводили визуально и с помощью цифровых технологий сравнивая данные до начала лечения и через 3 месяца после ежедневного использования.

Визуально оценивалась целостность шин, изменение цвета, наличие сколов и трещин. Для объективной оценки целостности окклюзионной поверхности шины применяли методику цифрового анализа с использованием прибора T-Scan III (TekScan, США). Сравнивали количество и площадь окклюзионных контактов в программном комплексе прибора.

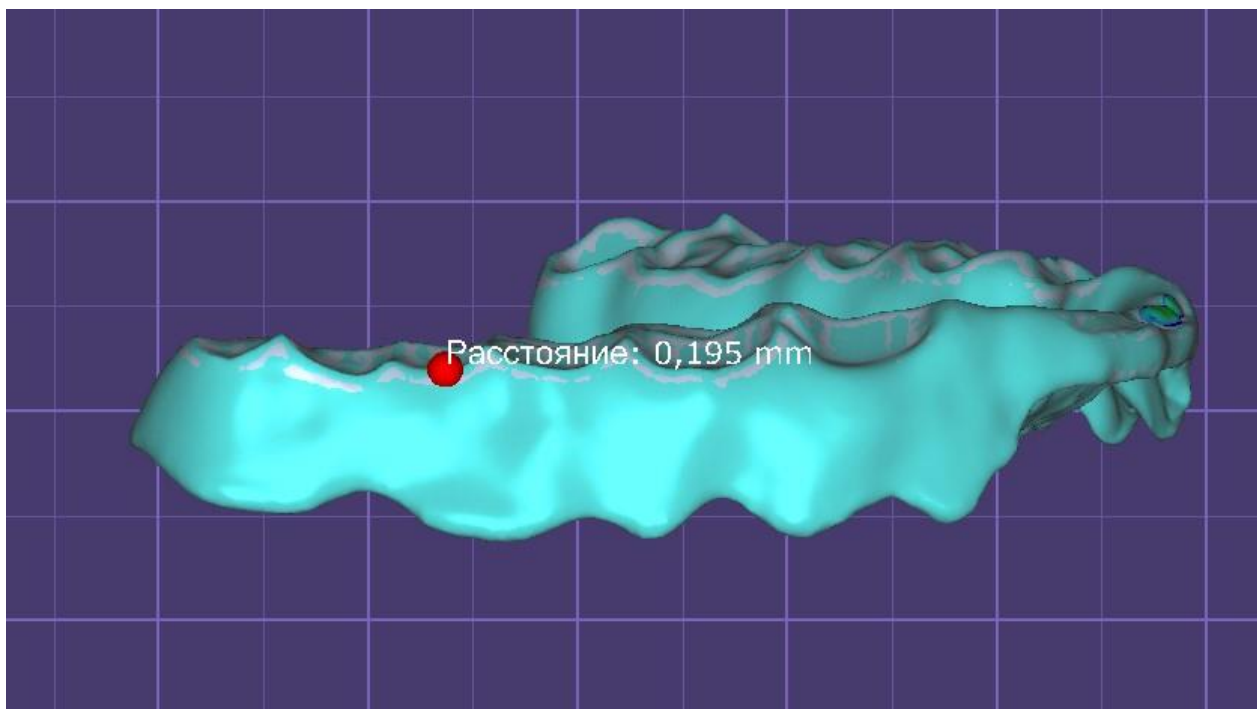
Вторым объективным методом оценки изменений конструкции шины, являлся метод описанный в диссертационном исследовании Гаджиева М.А. [XXX]. По приведенной методике конструкция позиционирующей зубной шины после коррекции по окклюзии и припасовки в полости рта, перед клиническим использованием, сканировалась лабораторным оптическим сканером Autoscan DS-EX PRO (Shining 3D, КНР). Аналогичное сканирование шины осуществлялось после его клинического использования. Полученные изображения сопоставлялись в программе для моделирования стоматологических конструкций exocad DentalCAD (Exocad, США), а

расстояние от края до края поверхности виртуальных моделей шин измерялось цифровой линейкой. Фиксировалась разница общего объема шин и глубина фасеток стираемости (рисунок 28).



**Рисунок 28** – Этап сопоставления виртуальной модели шины до и после клинического использования в программе exocad DentalCAD (Exocad, США)

Оценка глубины фасеток стираемости проводилась в трех точках, наиболее подверженных силовым нагрузкам: в местах контактов шины с медиальным щечным бугорком первых моляров верхней челюсти справа и слева, и в месте контакта шины с медиальными углами режущих краев первых верхних резцов. В случае обнаружения разницы значений, выходящих за пределы допустимой при сканировании погрешности в 0,02 мм результаты, фиксировались в таблице и подвергались статистической обработке определяя величину среднего отклонения от данных величин и доверительный интервал между группами исследования, согласно параметрическому t-критерию Стьюдента (рисунок 29).



**Рисунок 29** – Измерение глубины фасеток стираемости виртуальной линейкой в программе exocad DentalCAD (Exocad, США)

## **2.6. Материал и методы статистической обработки данных.**

Статистическую обработку данных проводили в программе STATISTICA 10.0. Для количественных показателей проводили проверку нормальности распределения с помощью критерия Колмогорова-Смирнова с поправкой на критерий Лилиефорса. Достоверность различий определяли с использованием одностороннего двухпарного т-критерий Стьюдента для независимых выборок. При сравнении измеряемых величин руководствовались непараметрическими критериями U Манна – Уитни, Т-Вилкоксона, а также критерием Хи-квадрат. Для определения характера (знака) и величины связи применяли критерий ранговой корреляции Спирмена. Различия между выборками считали статистически значимыми при значении доверительной вероятности более 95% ( $p < 0,05$ ).

### **ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ЛАБОРАТОРНО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.**

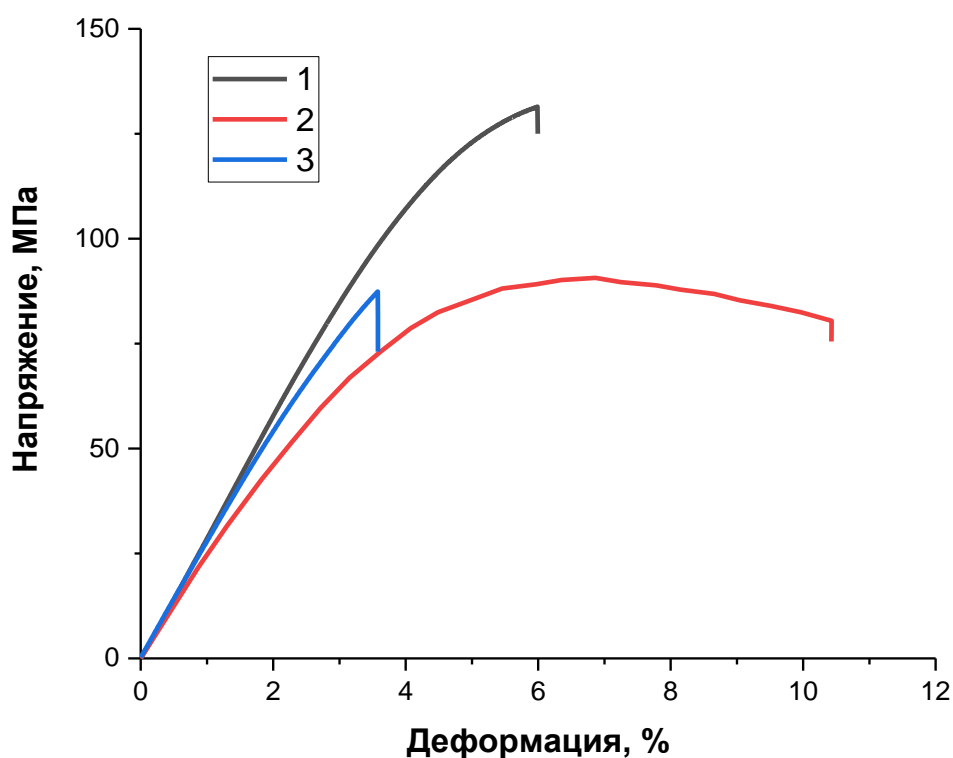
#### **3.1 Результаты изучения физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в технологии аддитивного производства окклюзионных шин.**

В данном разделе представлены результаты изучения физико-механических свойств конструкционных материалов для изготовления стоматологических конструкций методом объемной печати, преимущественно окклюзионных шин, выбранных по результатам проведенного анализа информационных источников научных электронных библиотек.

##### **3.1.1. Результаты определения механических свойств (трехточечный изгиб)**

Материалы Dental Clear Pro, Dental LT Clear Resin, Dental Sand Pro используемые в технологии аддитивного производства стоматологических конструкций, были испытаны на статический изгиб, согласно требованиям, ГОСТ 31572-2012. В результате были получены деформационные кривые в координатах напряжение – деформация. Типичные зависимости для каждого из исследованных материалов представлены на рисунке 30.





**Рисунок 30** – Типичные деформационные кривые исследованных материалов при испытаниях на трехточечный изгиб: 1 - Dental Clear Pro; 2 - Dental LT Clear Resin; 3 - Dental Sand Pro

По полученным кривым в соответствии с рекомендациями ГОСТ 31572-2012 были рассчитаны основные механические характеристики, представленные в таблице 5.

**Таблица 5** – Основные механические параметры исследованных образцов

| Материал              | Прочность на изгиб, МПа | Модуль упругости при изгибе, ГПа | Деформация разрушения при изгибе, % |
|-----------------------|-------------------------|----------------------------------|-------------------------------------|
| Dental Clear Pro      | $130,2 \pm 5,8$         | $2,95 \pm 0,03$                  | $6,0 \pm 0,8$                       |
| Dental LT Clear Resin | $89,7 \pm 6,4$          | $2,10 \pm 0,20$                  | $10,8 \pm 2,6$                      |
| Harz Labs             | $90,7 \pm 6,8$          | $2,85 \pm 0,10$                  | $3,8 \pm 0,8$                       |

|                               |      |      |   |
|-------------------------------|------|------|---|
| Dental Sand                   |      |      |   |
| Требования<br>ГОСТ 31572-2012 | 65,0 | 2,00 | - |

Из таблицы видно, что по параметру прочность материал, Dental Clear Pro превосходит Dental Sand Pro и Dental LT Clear Resin, при этом все исследованные материалы соответствуют требованиям ГОСТ 31572-2012.

Второму регламентируемому стандартом параметру – модуль упругости, все изученные образцы также соответствуют, при этом модуль упругости образцов производства Harz Labs в среднем на 0,6 ГПа выше чем у Dental LT Clear Resin. Видно также, что материал Dental Clear Pro имеет самые высокие прочность и модуль упругости из исследованных образцов.

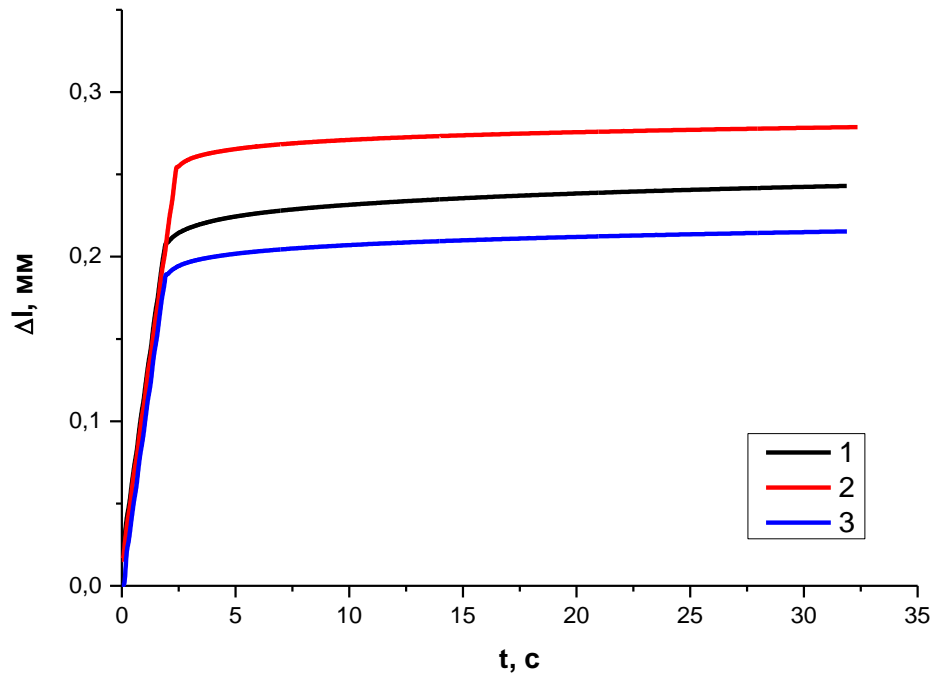
Таким образом, все изученные материалы - Dental Clear Pro, Dental Sand Pro и Dental LT Clear Resin, могут быть использованы в изготовлении позиционирующих окклюзионных шин, и условия их эксплуатации не могут быть ограничены исходя из упруго-прочностных свойств.

Заметные различия между исследованными материалами видны при анализе деформации разрушения. Несмотря на то, что этот параметр не регламентируется существующим стандартом, необходимо отметить, что наилучшим он является у Dental LT Clear Resin, а наихудшее значение у Dental Sand Pro. Это может ограничивать применение Dental Sand Pro в тех конструкциях, в которых деформации в процессе эксплуатации могут превышать 50% от деформации разрушения.

Обобщая выше сказанное: наиболее сбалансированным в исследованиях на трехточечный изгиб показал себя материал Dental Clear Pro.

### **3.1.2. Результаты определения твердости**

Образцы материалов Dental Clear Pro, Dental LT Clear Resin и Dental Sand Pro были испытаны на твердость методом вдавливания шарика согласно ГОСТ 4670-2015. Результаты испытаний приведены на рисунке 31 и в таблице 6.



**Рисунок 31** – Типичные кривые нагружения при испытаниях на твердость:

1 - Dental Clear Pro; 2 - Dental LT Clear Resin; 3 - Dental Sand Pro

**Таблица 6** – Результаты испытания образцов на твердость

| Образец материала     | Твердость, Н/мм <sup>2</sup> |
|-----------------------|------------------------------|
| Dental Clear Pro      | 95,3±5,4                     |
| Dental LT Clear Resin | 99,3±21,1                    |
| Dental Sand Pro       | 91,6±5,7                     |

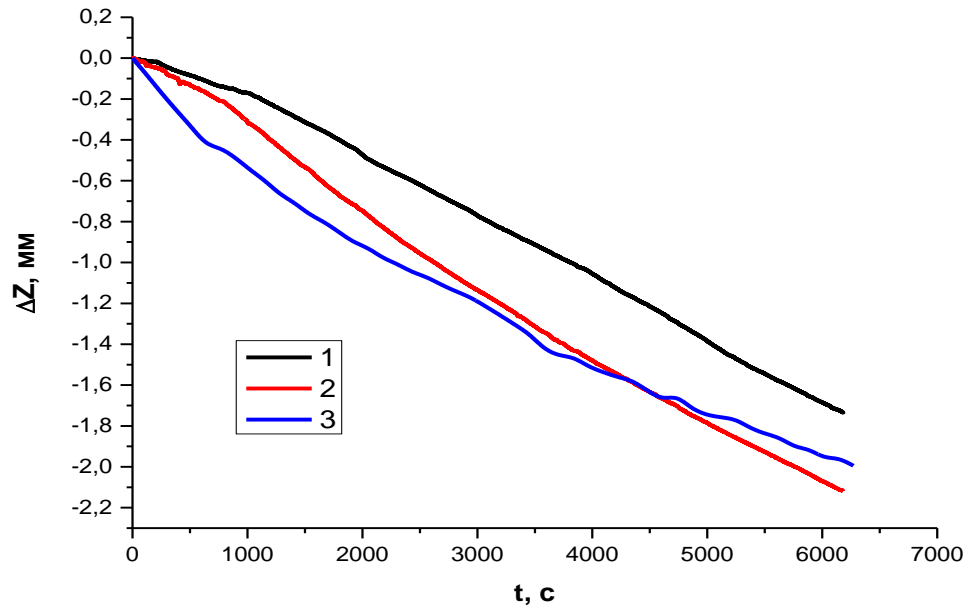
Из полученных данных о твердости видно, что у исследуемых материалов она, лежит в диапазоне 90-100 Н/мм<sup>2</sup>. Не прослеживается влияния на твердость декларированного производителем наличия, либо отсутствия минерального наполнителя, таким образом можно предположить, что величина этого показателя определяется в основном свойствами полимерной матрицы. Обращает на себя внимание большой разброс результатов измерений у

материала Dental LT Clear Resin, это может быть связано либо с композиционной неоднородностью образца, либо с неоптимизированным процессом 3D-печати. Поскольку разница в твердости всех исследованных образцов не превышает  $5 \text{ Н/мм}^2$ , все они, предварительно, могут считаться равнозначными при использовании для изготовления стоматологических конструкций. Окончательный вывод может быть сделан после исследования изменения твердости в процессе форсированного старения.

### 3.1.3. Результаты определения износостойкости

Истирание образцов проводили до появления на экспериментальных кривых протяженного линейного участка (но не менее 100 минут). Исходя из этого критерия время испытаний образцов Dental Clear Pro, Dental LT Clear Resin и Dental Sand Pro составило по 103 минуты. Температура образцов во время испытаний возрастала, но не превышала  $32^\circ \text{C}$ .

После окончания испытания было проведено измерение  $\Delta m$  – изменения массы в процессе испытания образца и вычислены трибологические характеристики образца  $L = v \times t$  – путь трения,  $I_Z$  – интенсивность линейного износа, а также  $I$  – удельная интенсивность изнашивания. Значения  $I_Z$  – интенсивностей линейного износа были определены из графиков зависимости  $\Delta Z$  – изменения линейного размера образца от времени трения (рисунок 32).



**Рисунок 32** – Типичные результаты испытаний на трение: 1 - Dental Clear Pro; 2 - Dental LT Clear Resin; 3 - Dental Sand Pro

Все измеренные и расчётные величины приведены в таблице 7.

**Таблица 7** – Результаты испытаний конструкционных материалов на трение

| Образец материала     | $\rho$ ,<br>г/см <sup>3</sup> | $L$ ,<br>кМ | $\Delta m$ ,<br>г | $I_z$ ,<br>мкм/кМ | $I$ ,<br>мм <sup>3</sup> /(Н×<br>м) | $\mu$ |
|-----------------------|-------------------------------|-------------|-------------------|-------------------|-------------------------------------|-------|
| Dental Clear Pro      | 1,190                         | 3,09        | 0,058             | 561               | $2,2 \times 10^{-4}$                | 0,55  |
| Dental LT Clear Resin | 1,278                         | 3,09        | 0,077             | 686               | $2,7 \times 10^{-4}$                | 0,53  |
| Dental Sand Pro       | 1,252                         | 3,09        | 0,071             | 645               | $2,5 \times 10^{-4}$                | 0,52  |

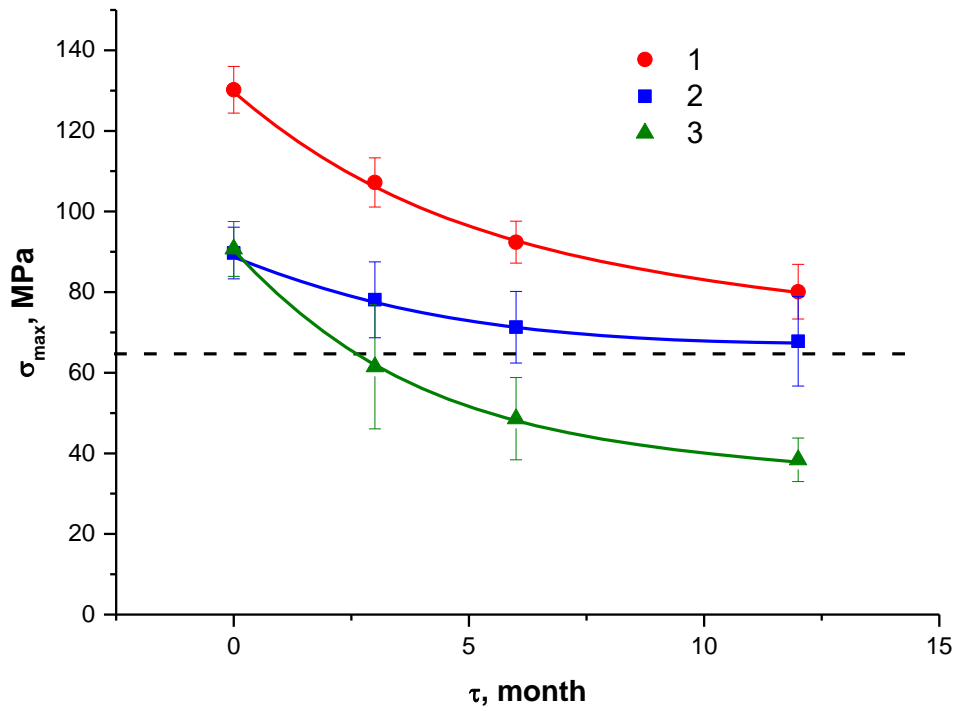
Из полученных данных видно, что наиболее износостойким можно считать материал Dental Clear Pro, хотя его преимущество перед другими исследованными материалами невелико, линейный износ отличается не более чем на 100 мкм/кМ, а удельный износ не более чем на  $0,5 \times 10^{-4}$  мм<sup>3</sup>/(Н×м). Интересным является то, что в этом материале, как и в Dental LT Clear Resin не

заявлено присутствие наполнителя. Обращает на себя внимание и то, что коэффициент трения у всех исследованных материалов практически не отличается и лежит в пределах  $0,53 \pm 0,2$ . Это вполне объяснимо т.к. химический состав полимерных матриц – основ композитов практически идентичен. Также отсутствует связь величины коэффициента трения с наличием наполнителя в композите.

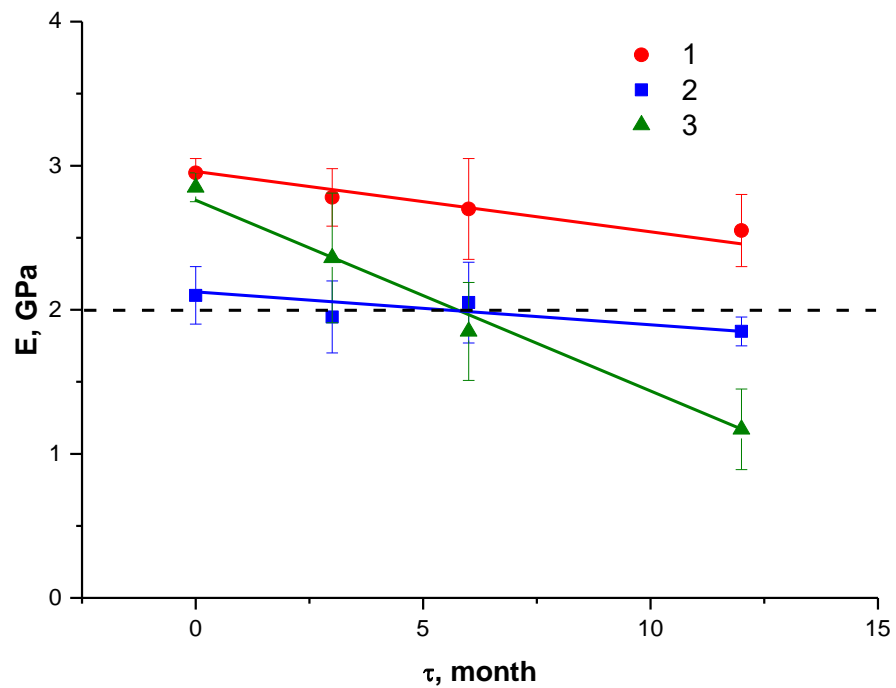
Интересным представляется сравнение начальных участков кривых истирания. Видно, что в течение первых 1000 секунд испытания поведение образцов отличается. У Dental Sand Pro в начале наблюдается более интенсивная динамика износа (большой наклон кривой), которая в последствии снижается. В то время как у Dental Clear Pro и Dental LT Clear Resin присутствует участок с практически нулевым износом. Появление и наличие такого участка можно связать с повышенной (по сравнению с Dental Sand Pro) степенью полимеризации в поверхностных слоях образцов. Слой образуется при стандартной процедуре постобработки. В этом слое материал приобретает максимальную степень конверсии. Отсутствие похожего участка у материала Dental Sand Pro связано с наличием частиц наполнителя – концентраторов напряжения, которые также могут выступать ингибиторами процесса полимеризации.

#### **3.1.4. Результаты изучения физико-механических свойств конструкционных материалов после форсированного теплового старения**

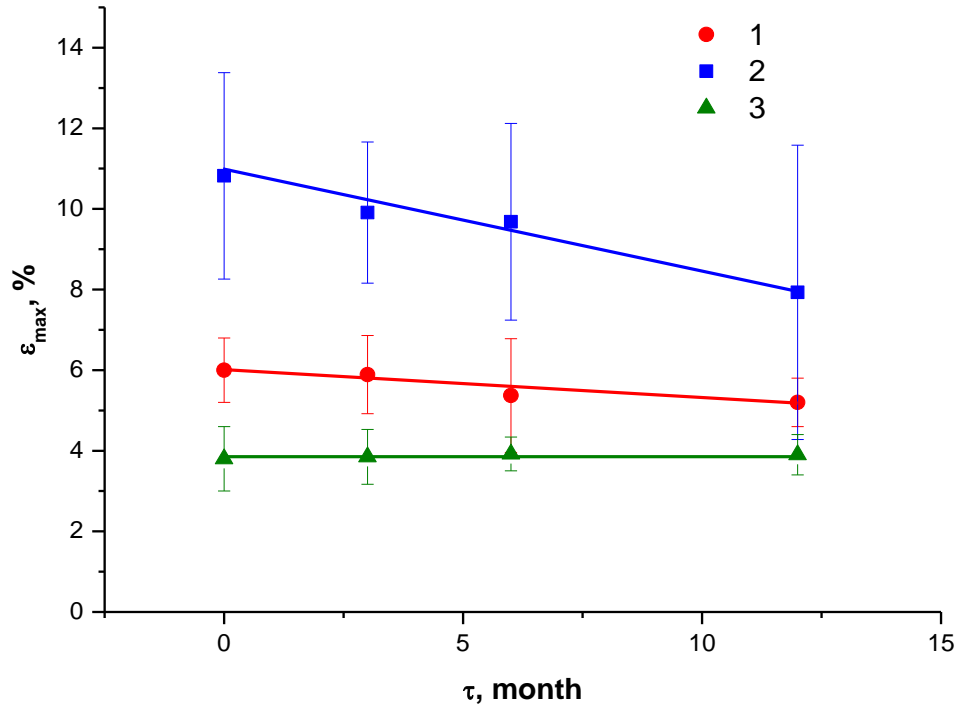
Для учета изменений, происходящих в полимерной матрице в процессе эксплуатации исследуемые образцы, были подвергнуты форсированному тепловому старению в течение времен эквивалентных 3, 6 и 12 месяцам при температуре  $37^{\circ}\text{C}$ . Результаты испытаний на изгиб состаренных образцов приведены на рисунках 33, 34, 35 и в таблице 8.



**Рисунок 33** – Результаты изменения прочности исследованных материалов при форсированном старении: 1 - Dental Clear Pro; 2 - Dental LT Clear Resin; 3 - Dental Sand Pro; пунктир (уровень ГОСТа)



**Рисунок 34** – Изменения модуля упругости исследованных материалов при форсированном старении: 1 - Dental Clear Pro; 2 - Dental LT Clear Resin; 3 - Dental Sand Pro; пунктир (уровень ГОСТа)



**Рисунок 35** – Изменения деформации разрушения исследованных материалов при форсированном старении: 1 - Dental Clear Pro; 2 - Dental LT Clear Resin; 3- Dental Sand Pro

Из полученных данных можно сделать несколько обобщающих заключений, характеризующих тенденции изменения механических параметров.

Первое: все основные механические параметры у всех исследованных материалов в процессе старения снижаются, за исключением деформации разрушения материала Dental Sand Pro, которая остается неизменной.

Второе: для модуля упругости и деформации разрушения изменение носит линейный характер. Снижение прочности от времени теплового старения вероятно может быть описано кривой второго порядка.



**Таблица 8** – Изменение основных механических параметров исследованных образцов в процессе теплового форсированного старения

| Параметр                         | Эквивалентное время, мес | Dental Clear Pro | Dental LT Clear Resin | Dental Sand Pro |
|----------------------------------|--------------------------|------------------|-----------------------|-----------------|
| Прочность при изгибе, МПа        | 0                        | 130,2±5,8        | 89,7±6,4              | 90,7±6,8        |
|                                  | 3                        | 107,2±6,1        | 78,1±9,4              | 61,5±15,4       |
|                                  | 6                        | 92,4±5,2         | 71,3±8,9              | 48,6±10,2       |
|                                  | 12                       | 80,1±6,8         | 67,8±11,1             | 38,4±5,4        |
| <b>К<sub>П 0/12</sub></b>        |                          | <b>0,385</b>     | <b>0,246</b>          | <b>0,577</b>    |
| Модуль упругости при изгибе, ГПа | 0                        | 2,95±0,03        | 2,1±0,20              | 2,85±0,10       |
|                                  | 3                        | 2,78±0,20        | 1,95±0,25             | 2,36±0,45       |
|                                  | 6                        | 2,70±0,35        | 2,03±0,28             | 1,85±0,34       |
|                                  | 12                       | 2,55±0,24        | 1,85±0,10             | 1,17±0,28       |
| <b>К<sub>М 0/12</sub></b>        |                          | <b>0,136</b>     | <b>0,119</b>          | <b>0,589</b>    |
| Деформация разрушения, %         | 0                        | 6,00±0,80        | 10,82±2,56            | 3,8±0,80        |
|                                  | 3                        | 5,89±0,97        | 9,91±1,75             | 3,85±0,68       |
|                                  | 6                        | 5,37±1,41        | 9,68±2,44             | 3,92±0,42       |
|                                  | 12                       | 5,2±0,60         | 7,93±3,65             | 3,90±0,         |

|  |                           |              |              |               |
|--|---------------------------|--------------|--------------|---------------|
|  |                           |              |              | 50            |
|  | <b>К<sub>Д 0/12</sub></b> | <b>0,133</b> | <b>0,267</b> | <b>-0,026</b> |

Из данных исследований хорошо видно, что материал Dental Sand Pro продемонстрировал худшую динамику изменения механических свойств в испытании на трехточечный изгиб при форсированном тепловом старении в сравнении с материалами, Dental Clear Pro и Dental LT Clear Resin.

Основные механические параметры материала Dental Sand Pro, а именно, прочность и модуль упругости, после ускоренного состаривания упали значительно ниже требований ГОСТ 31572-2012. Среднее значение модуля упругости материала Dental LT Clear Resin также снизилось после теплового старения ниже требований, однако, учитывая разброс результатов, можно этим пренебречь.

Интересным представляется сравнительный анализ относительных изменений механических параметров, выраженных в коэффициентах старения.

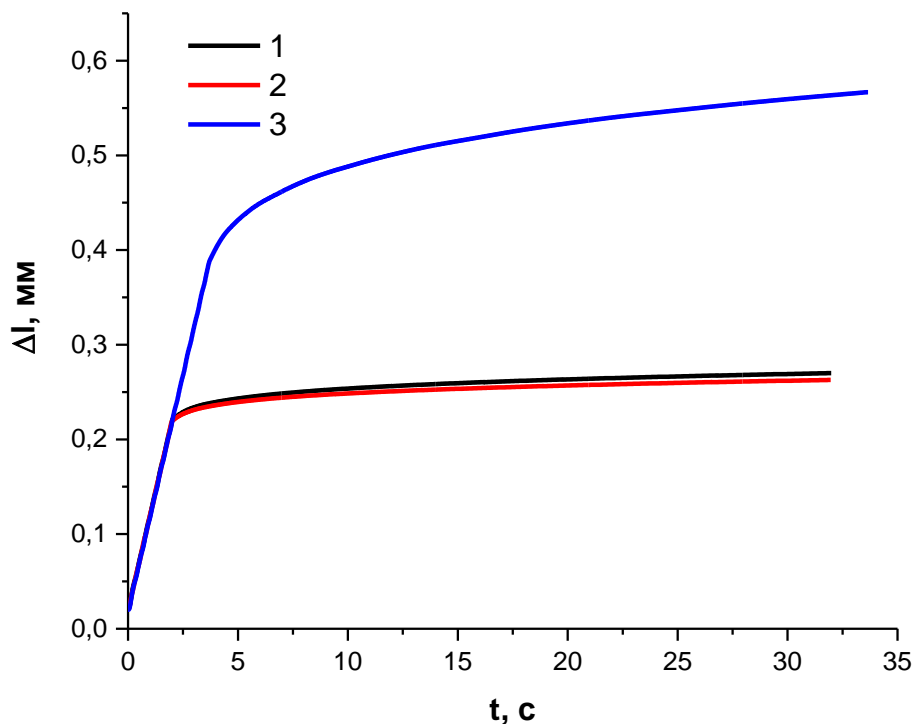
Так наименьшие коэффициенты изменения прочности и модуля упругости имеет материал Dental LT Clear Resin, а наибольшие (более 0,5) Dental Sand Pro. С коэффициентами изменения деформации разрушения наблюдается прямо противоположная картина.

Большое снижение прочности и модуля упругости при неизменной деформации разрушения материала Dental Sand Pro, может говорить о снижении молекулярной массы полимерной матрицы в процессе старения (деполимеризации). Относительно небольшое снижение прочности и модуля упругости при значительном падении деформации разрушения, в сочетании с большим разбросом результатов по этому параметру, возможно, говорит об образовании локальных микродефектов (трещин), приводящих к преждевременному разрушению образца. Такие дефекты могут являться следствием внутренних напряжений в образце, возникающих в процессе печати, что связано с наличием неорганического наполнителя.

Коэффициенты старения для образца Dental Clear Pro во всех случаях занимают промежуточное положение, что делает его наиболее сбалансированным из изученных материалов.

Таким образом, на основании полученных результатов мы можем сделать вывод о предпочтительности использования материала Dental Clear Pro для изготовления позиционирующих окклюзионных шин.

Информация об изменении твердости в процессе старения также является важной для принятия решения о выборе материала. Как и в случае с испытанием на изгиб, исследуемые образцы были подвергнуты форсированному тепловому старению в течение времен эквивалентных 3, 6 и 12 месяцам при температуре 37° С. Типичные кривые нагружения состаренных образцов приведены на рисунке 36. Обобщенные результаты по изменению твердости в процессе теплового старения представлены в таблице 9.



**Рисунок 36** – Типичные кривые нагружения при испытаниях на твердость образцов после форсированного теплового старения: 1 - Dental Clear Pro; 2 - Dental LT Clear Resin; 3 - Dental Sand Pro

По представленным кривым видно, что твердость материала Dental Sand Pro после форсированного старения существенно ниже, чем у Dental Clear Pro и Dental LT Clear Resin.

**Таблица 9** – Изменение твердости исследованных образцов в процессе теплового старения

| Параметр                     | Эквивалентное время, мес | Dental Clear Pro | Dental LT Clear Resin | Dental Sand Pro |
|------------------------------|--------------------------|------------------|-----------------------|-----------------|
| Твердость, Н/мм <sup>2</sup> | 0                        | 95,3±5,4         | 99,3±21,1             | 91,6±5,7        |
|                              | 12                       | 81,1±7,8         | 85,2±14,4             | 37,3±1,4        |
| K <sub>T 0/12</sub>          |                          | 0,149            | 0,142                 | 0,593           |

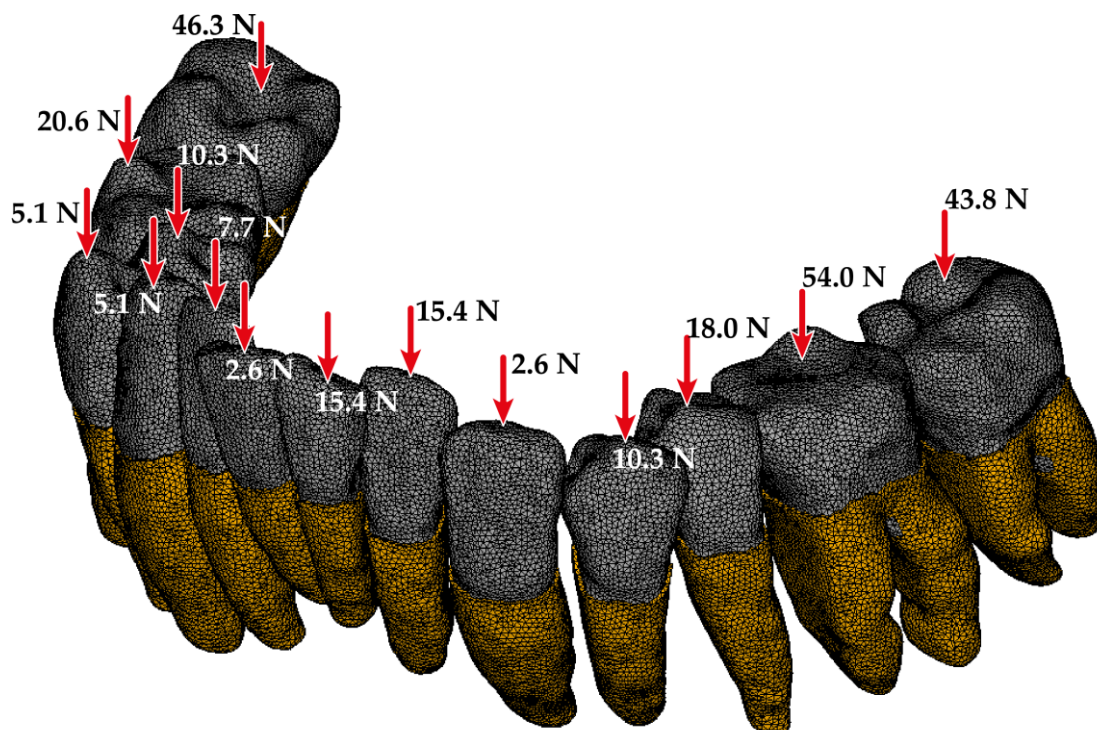
Как и в случае испытаний на изгиб, после форсированного старения, при исследовании твердости видно, что наихудший результат демонстрирует Dental Sand Pro (коэффициент изменения твердости больше 0,5). Два других материала Dental Clear Pro и Dental LT Clear Resin показали схожий результат, их показатели твердости практически равны, особенно с учетом разброса результатов. Для материала Dental LT Clear Resin характерен уже упоминавшийся выше высокий разброс результатов, который в данном случае однозначно связан с его недостаточной однородностью. Это может быть следствием неоптимального процесса изготовления.

Но несмотря на это, материалы Dental Clear Pro и Dental LT Clear Resin могут по показателю твердости быть рекомендованы к применению в технологии производства позиционирующих окклюзионных шин.

## 3.2. Результаты математического моделирования

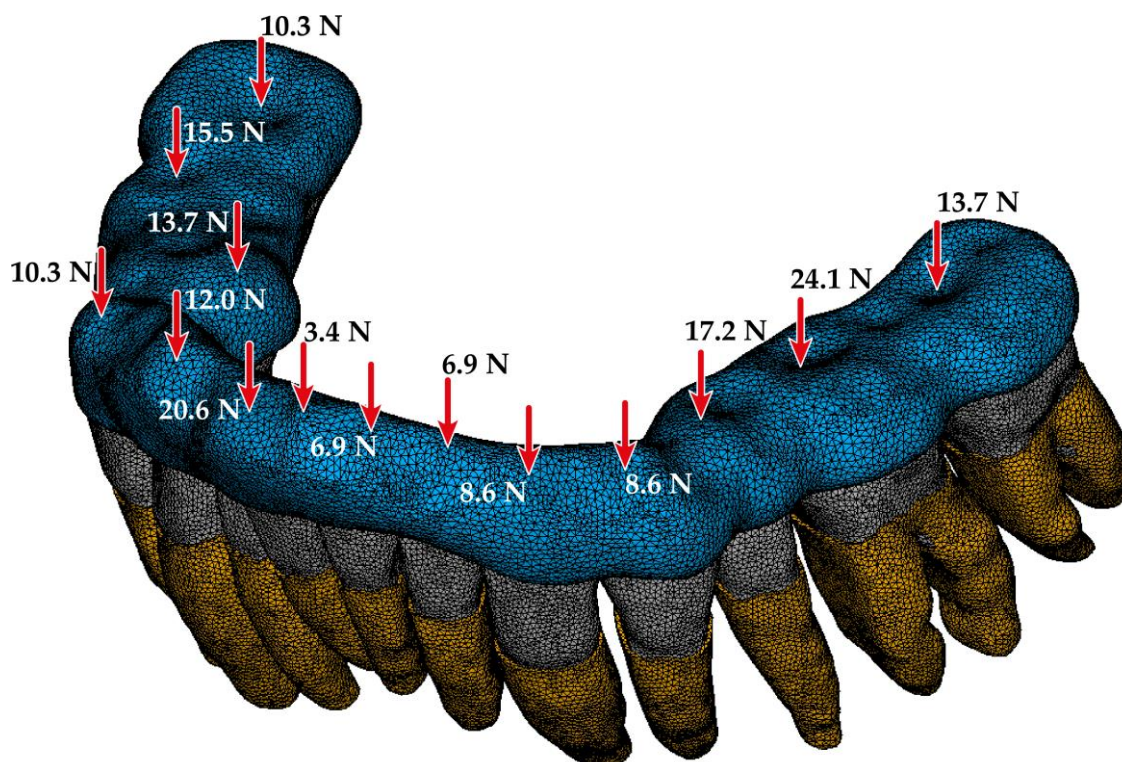
### 3.2.1. Результаты определения влияния конструктивных элементов окклюзионных шин на напряженно-деформированное состояние зубов и тканей парадонта у пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом.

В математическом эксперименте, рассматривались три расчетных варианта конечно-элементная модели зубного ряда нижней челюсти с указанием областей приложения окклюзионных сил для расчетных вариантов: 1 - модель зубного ряда без установленной позиционирующей окклюзионной шины; 2 - модель зубного ряда с шиной, установленной после изготовления; 3 - модель зубного ряда с шиной, установленной после шлифования (рисунки 37 и 38).



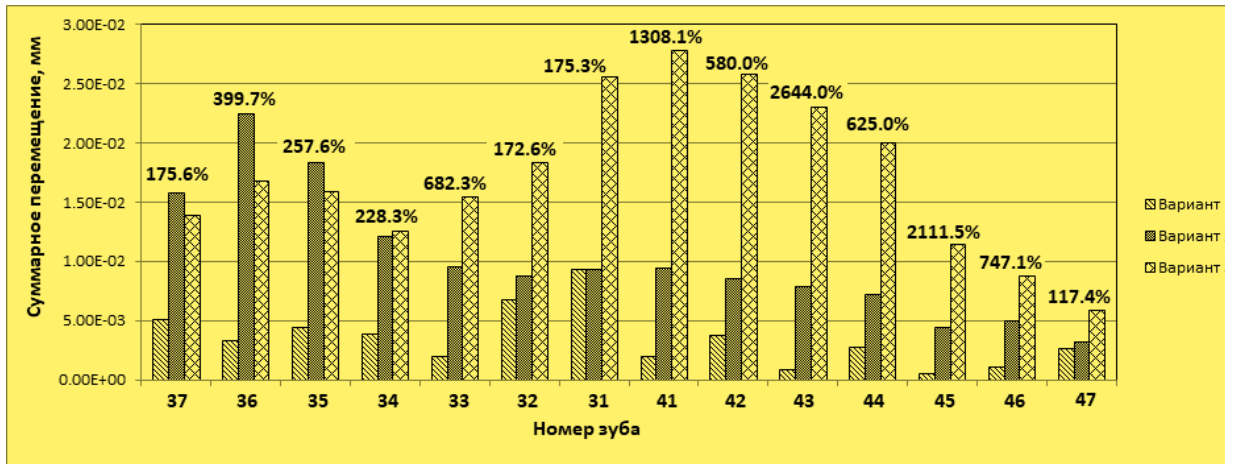
**Рисунок 37** - Конечно-элементная модель зубного ряда НЧ с указанием областей приложения окклюзионных сил и условий закрепления модели для расчетного Варианта 1

Окклюзионная сила рассматривалась как статическая вертикальная сила, равномерно распределенная между узлами, принадлежащими окклюзионной поверхности коронки соответствующего зуба для первого расчетного варианта и окклюзионной поверхности шины для второго и третьего расчетных вариантов, соответственно. Закрепление модели осуществлялось посредством фиксации всех степеней свободы в узлах, принадлежащих наружной поверхности модели периодонта, граничащей с костной тканью НЧ.

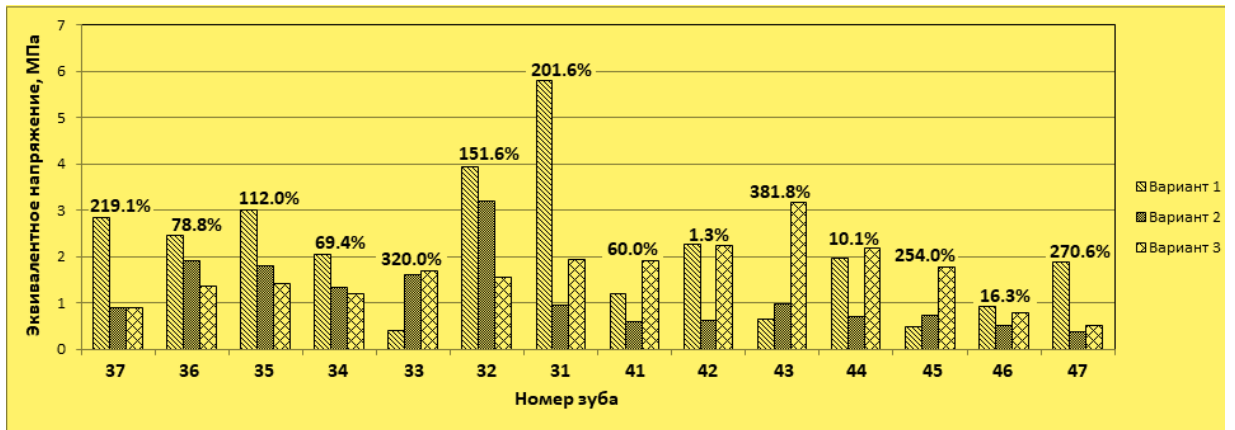


**Рисунок 38** - Конечно-элементная модель зубного ряда НЧ с указанием областей приложения окклюзионных сил и условий закрепления модели для расчетного Варианта 3

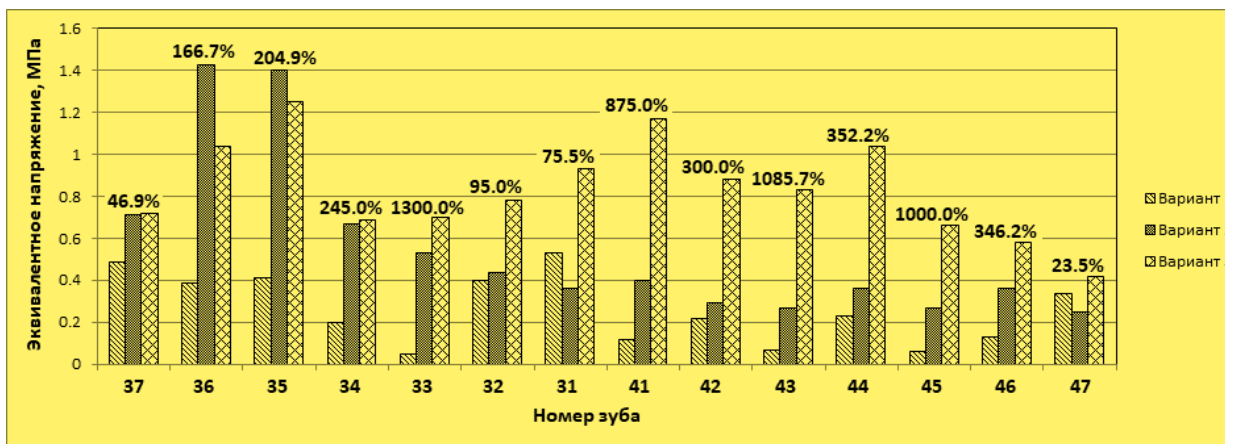
В процессе анализа оценивались максимальные суммарные перемещения зубов, а также максимальные эквивалентные напряжения, возникающие в зубах, периодонте и шине. Сравнение результатов определения расчетных параметров для каждого зуба представлено в качестве гистограмм на рисунках 39, 40, 41, где процентами обозначено максимальное различие между расчетными вариантами 1 и 3.



**Рисунок 39** – Гистограмма, отображающая сравнение результатов определения максимальных суммарных перемещений, полученных в моделях зубов для расчетных Вариантов 1, 2, 3



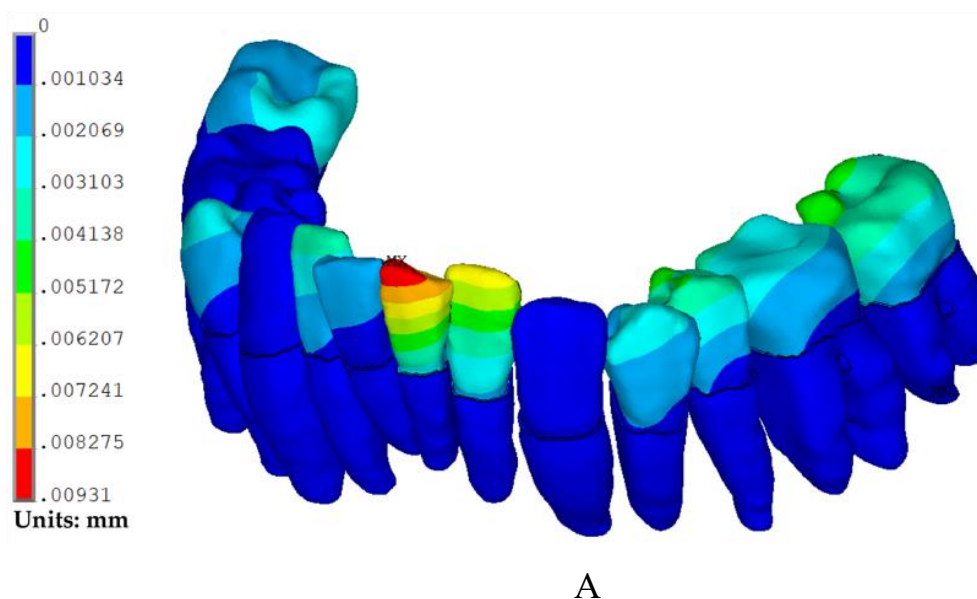
**Рисунок 40** – Гистограмма, отображающая сравнение результатов определения максимальных суммарных напряжений, полученных в моделях зубов для расчетных Вариантов 1, 2, 3



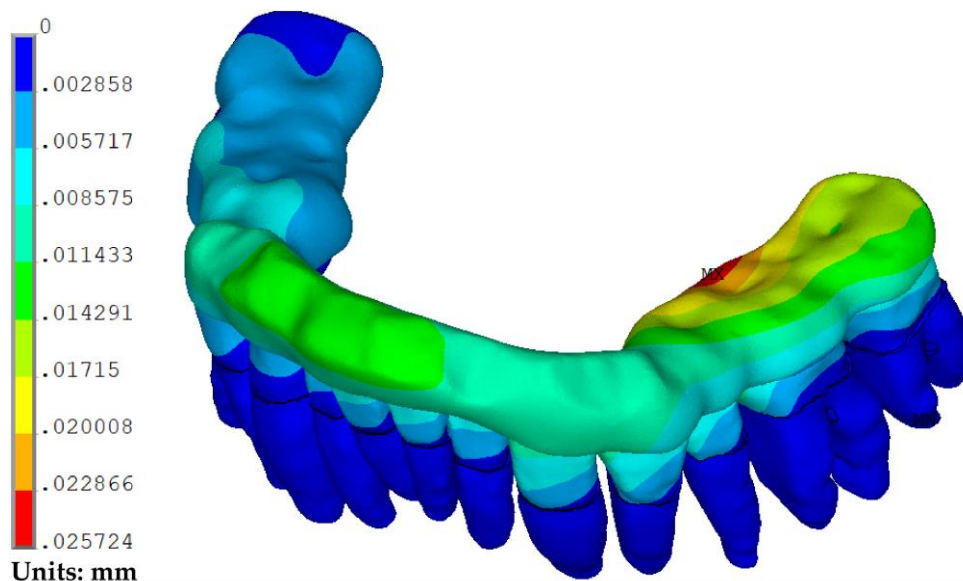
**Рисунок 41** – Гистограмма, отображающая сравнение результатов определения максимальных эквивалентных напряжений, полученных в

## моделях периодонта зубов для расчетных Вариантов 1, 2, 3

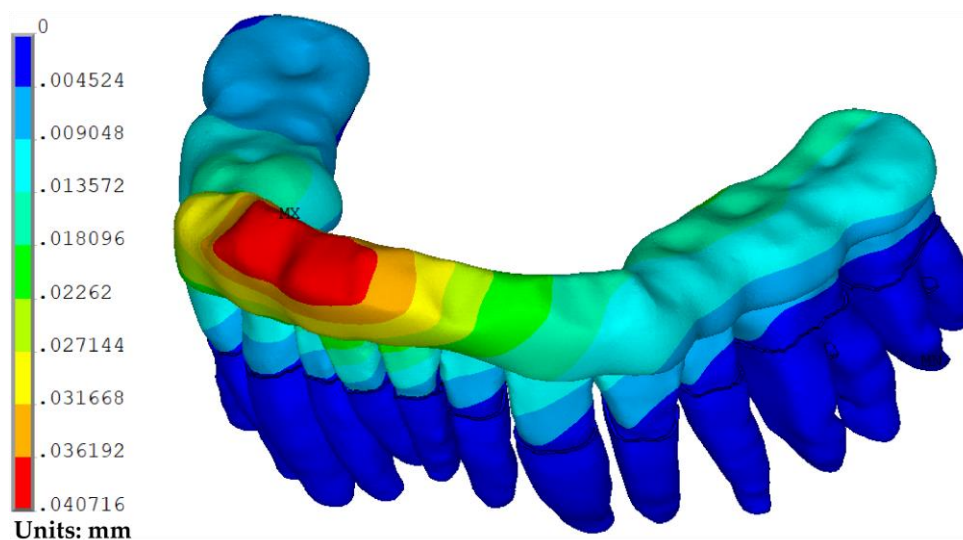
Из представленных данных видно, что в случае отсутствия шины (Вариант 1) максимальные суммарные перемещения возникают в районе режущего края зуба 31 (рисунок 42), максимальные эквивалентные напряжения – в верхней части корня того же зуба. Установка шины, полученной после изготовления (Вариант 2), приводит к снижению значения окклюзионной силы в 2 раза и, соответственно, снижению общего уровня перемещений и напряжений на всех зубах. Однако неравномерность распределения данной силы вызывает повышенный уровень напряжений и перемещений в зубах левой стороны челюсти и пониженный в зубах правой стороны. При этом максимальные перемещения в модели сконцентрированы в области зуба 36, воспринимающего максимальную нагрузку, а максимальные напряжения – в зубе 32, на границе контакта шины с коронкой зуба.







Б



В

**Рисунок 42** – Поля распределения суммарных перемещений в модели зубного ряда: А - для расчетного Варианта 1; Б - для расчетного Варианта 2; В - для расчетного Варианта 3

Из рисунка 39 видно, что наличие шины приводит к существенному увеличению суммарных перемещений во всех зубах. Несмотря на то, что процесс пришлифовывания шины обеспечивает более равномерное распределение окклюзионной силы, величина которой в 1.5 раза ниже, чем в случае отсутствия шины, максимальное перемещение центрального резца 31 возрастает в 2.8 раза, резца 41 – в 14.1 раза, моляров 36, 37, 46, 47 – в 5.0, 2.8,

8.5, 2.2 раза, соответственно. Иная картина наблюдается при оценке напряжений – максимальные эквивалентные напряжения, возникающие в резце 31 снижаются в 3.0, в резце 41 возрастают в 1.6 раза, в молярах 36, 37, 46, 47 снижаются в 1.7, 3.2, 1.2, 3.7 раза (рисунок 40). При этом данные напряжения сконцентрированы в либо в верхней части корня зуба, либо на границе контакта шины с коронкой зуба. В модели периодонта максимальные эквивалентные напряжения возникают в районе верхней части корней зубов во всех расчетных вариантах, а картина перераспределения напряжений указывает на тенденцию к их значительному возрастанию (рисунок 41). В Варианте 1 наибольшее напряжение получено в периодонте зуба 31 – 0.53 МПа, тогда как в Варианте 3 – в периодонте зуба 35 (1.25 МПа). Максимальные эквивалентные напряжения в шине в Варианте 2 (1.77 МПа) возникают в области зуба 36, воспринимающего максимальную нагрузку (рисунок 40). В Варианте 3 максимальные напряжения сконцентрированы в пространстве между зубами 42, 43 (2.7 МПа) и не превышают минимального значения напряжения разрушения при растяжении в 32 МПа.

В данном исследовании при создании конечно-элементной модели нижней челюсти рассматривали только зубы и периодонт, а рассмотрение костной ткани челюсти не входило в задачи исследования. В первую очередь это обусловлено необходимостью сокращения времени создания модели и ее размерности. Костная ткань нижней челюсти включает в себя объем, превышающий суммарный объем зубов и периодонта, поэтому при сохранении настроек аппроксимации модели (максимальная длина стороны грани тетраэдра – 0.7 мм), существенно возрастает общее количество элементов и узлов модели, предъявляя повышенные требования к расчетным мощностям, либо увеличивая время выполнения расчета. Таким образом, в модели не учитывалась податливость костной ткани нижней челюсти, снижая точность определения НДС компонентов модели. Однако использование подобного подхода не влияет на общие выводы, полученные в ходе исследования.

Использование программно-аппаратного комплекса T-scan III было обусловлено необходимостью оценки влияния наличия шины на распределение и уровень окклюзионной силы. На основе результатов экспериментальных исследований, описанных в работе [206], были установлены линейные зависимости между величиной относительной окклюзионной силы, полученной с T-scan III, и абсолютной окклюзионной силой. С этой целью использовались различные протезы челюстей, конструкционные материалы, имитирующие мягкие ткани челюсти и оборудование, создающее заданный уровень нагрузки. Так как Equation 1 описывает экспериментальные данные наилучшим образом, оно применялось для определения абсолютной окклюзионной силы.

В соответствии с картиной первого замера (без учета шины), окклюзионная сила распределилась между всеми зубами с преобладанием на левой стороне челюсти, а более половины всей нагрузки пришлось на моляры 36, 37, 46, 47. Несмотря на то, что проектирование шины осуществлялось с учетом обработки КТ челюсти пациента и применением современного программного обеспечения, а изготовление выполнялось при помощи цифровой аддитивной технологии, получить готовое изделие без последующей механической доработки не удалось. При втором замере (с применением шины, полученной после изготовления) характер распределения окклюзионной силы сохранился прежним, а 35% нагрузки воспринимал моляр 36. Дополнительное шлифование шины позволило равномерно перераспределить нагрузку между сторонами челюсти и зубами, а полученная окклюзионная сила снизилась в 1.5 раза по сравнению с Измерением 1. Полученный результат подтверждает качество окончательной конструкции шины, способствующей релаксации мышц челюсти при окклюзии. Изменения в распределении и общей величине функциональной нагрузки приводят как к достижению требуемого терапевтического эффекта, так и снижению нагрузки на отдельные участки зубного ряда и ткани периодонта, не провоцируя осложнений.

Учитывая принятый способ закрепления модели и отсутствие контактного взаимодействия между зубами, в расчетном Варианте 1 каждый зуб являлся независимой моделью. Так как нагрузка прикладывалась в направлении вектора сокращения мышц, поднимающих нижнюю челюсть, а не продольной оси зубов, моделировался процесс работы зуба на сжатие и изгиб. В связи с этим, максимальные напряжения возникают в зоне начала закрепления зубов (верхняя часть корня).

В модели расчетного Варианта 2, 3 все зубы были взаимосвязаны через шину, вызывая в каждом из них отклик на приложенную силу. Здесь максимальные напряжения также сконцентрированы в верхней части корней зубов и на границах контакта шины с коронкой зуба, что в первую очередь обусловлено точечным прилеганием контактной поверхности модели шины к коронкам зубов, вызывающим неравномерное распределение приложенной силы. Несмотря на это, во всех расчетных вариантах значения максимальных суммарных перемещений находятся в пределах физиологической подвижности здоровых зубов для заданного вида нагружения (вертикальное направление действия нагрузки) – до 0.03 мм [Natali, A.N.; Pavan, P.G.; Scarpa, C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent. Mater.* 2004, 20, 623–629; DOI:10.1016/j.dental.2003.08.003], а полученные максимальные эквивалентные напряжения существенно ниже предела прочности твердых тканей зуба (предел прочности дентина при сжатии (ultimate compressive strength) – 297.2 МПа, эмали – 371.6 МПа) [Craig, R.G.; Peyton, F.A. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J. Dent. Res.* 1958, 37, 710–718; DOI:10.1177/00220345580370041801; Craig, R.G.; Peyton, F.A.; Johnson, D.W. Compressive properties of enamel, dental cements, and gold. *J. Dent. Res.* 1961, 40, 936–945; DOI:10.1177/00220345610400051901]. Максимальные напряжения, возникающие в периодонте, также находятся ниже допустимого значения для данного типа ткани и возрастной группы (20-49 лет) – 1.4–1.7 МПа [Komatsu, K.. Mechanical strength and viscoelastic response of the periodontal ligament in

relation to structure. *J. Dent. Biomech.* 2010, 2010, 502318; DOI:10.4061/2010/502318]. Это позволяет сделать вывод о том, что установка шины не приведет к каким-либо повреждениям зубов и окружающих тканей при рассмотренном воздействии функциональной нагрузки.

Уровень максимальных эквивалентных напряжений, возникающих в шине, является относительно низким. Очевидно, что однократное нагружение заданного типа не приведет к поломке шины представленной конструкции, тогда как оценка циклической прочности может иметь определяющее значение при выборе ее конструктивных параметров шины и материального исполнения. Так, в исследовании [Huang, A.; Yao, W.; Chen, F. Analysis of fatigue life of PMMA at Different frequencies based on a new damage mechanics model. *Math. Probl. Eng.* 2014, 2014, 352676; DOI:10.1155/2014/352676] выполнен анализ усталостной долговечности ПММА, представлены соответствующие кривые усталости в зависимости от частоты нагружения образцов и модели накопления повреждений. Используя данные модели можно определить, что для полученного уровня напряжений (2.8 МПа) количество циклов нагружения до поломки составит более 10 млн. Если предположить, что при парафункции условия нагружения будут соответствовать условиям, рассмотренным выше, то шина сохранит свою функциональность на длительный период эксплуатации (до 6 месяцев). Однако в процессе эксцентрических движений, локальные участки шины будут воспринимать повышенный уровень нагрузки, направление действия которой не является постоянным. Поэтому, для более достоверной оценки срока службы шины необходимо проведение дополнительных исследований, учитывающих все возможные условия ее нагружения в процессе работы нижней челюсти.

**3.2.2. Результаты разработки способа определения давления, оказываемого на зуб при окклюзии зубных рядов**

Так же проведенное исследование выявило значительный недостаток в определении абсолютных значений давления, оказываемого на зуб, несмотря на возможность аппарата T-scan III регистрировать графическую силу и площадь окклюзионных контактов.

Для решения поставленной задачи нами был предложен способ определения давления, оказываемого на зуб при окклюзии зубных рядов, который в последствии применялся в проведенном клиническом исследовании.

Полученные данные испытываемого на зуб давления можно использовать для оценки и прогнозирования его функционирования, а также возможности использования в качестве опоры для несъемной ортопедической конструкции.

Абсолютная новизна предложенного способа подтверждена патентом РФ 2693129 от 02.07.2019 на изобретение «Способ определения давления, оказываемого на зуб при окклюзии зубных рядов».

## ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ.

### **4.1. Результаты разработки конструкции окклюзионной зубной шины в протоколе лечения пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной гипертонусом жевательных мышц.**

В результате анализа литературных источников и проведенных механических, и математических экспериментов, были сформулированы основные требования, предъявляемые к позиционирующим окклюзионным шинам изготавливаемых методами компьютерного моделирования и объемной печати, в протоколе лечения пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной гипертонусом жевательных мышц, описанные в разделе 2.3., настоящей работы.

В соответствии с указанными требованиями в рамках приведенного исследования были получены патенты РФ на изобретения: «Стоматологическая шина для иммобилизации зубов у пациентов с повышенным тонусом жевательных мышц» Патент РФ №2694503 от 15.07.2019 и «Способ лечения пациентов с болезнями пародонта осложненными явлениями мышечно-суставной дисфункцией» Патент РФ № 2696235 от 31.07.2019.

Данные изобретения легли в основу клинического протокола производства и применения индивидуальных окклюзионных зубных шин в лечении пациентов с частичным отсутствием зубов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом, изготовленных методом компьютерного моделирования и объемной печати, результаты клинической апробации которого, приведены в данной главе диссертационной работы.

*Протокол ортопедической стоматологической реабилитации пациентов с частичным отсутствием зубов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом.*

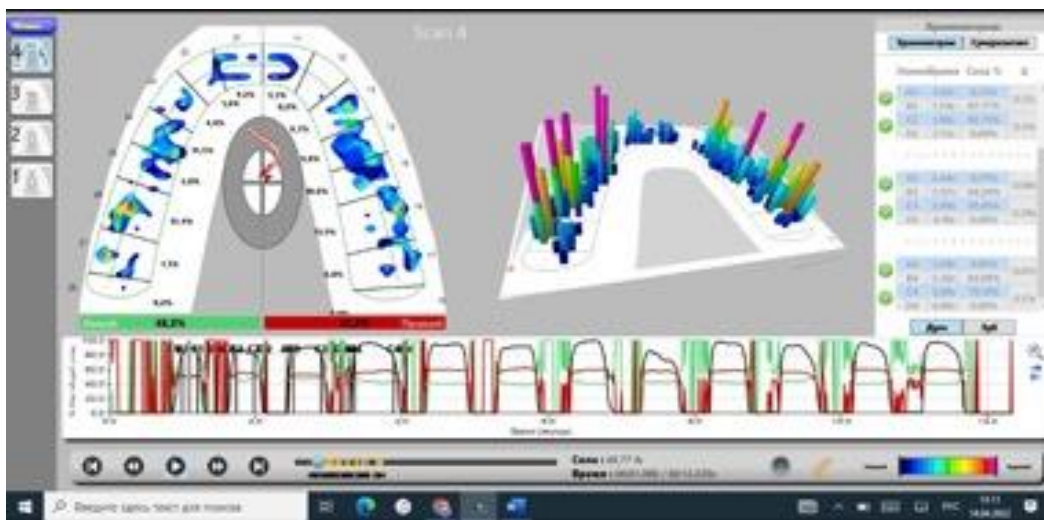
Пациенту проводят стоматологическое обследование, включающее основные и дополнительные методы исследования.

1. Осмотр. Основопологающим в основных методах, для определения мышечно-суставной дисфункции является короткий Гамбургский тест.

2. ЭЭГ. Для исключения из патогенеза бруксизма соматоформного компонента, пациенту проводят электроэнцефалограмму (м. главу 2.4.4).

3. ЭМГ. Для регистрации состояния электромышечного потенциала и симметрии работы мышц, проводят электромиографию височных и собственных жевательных мышц.

4. Цифровой анализ окклюзии. Оценивается правильность смыкания зубных рядов, синхронность и площадь контактов, наличие преждевременных контактов, силу смыкания и последовательность сжатия зубов до достижения максимального фиссурно-бугоркового контакта (Рисунок 43).



**Рисунок 43** – График визуализации преждевременных контактов, полученный в программе T-Scan (Tek-Scan, США)

5. КЛКТ ВНЧС. Проводится для определения исходного пространственного положения элементов височно-нижнечелюстного правого и левого сустава в открытом состоянии и в привычной для пациента окклюзии.

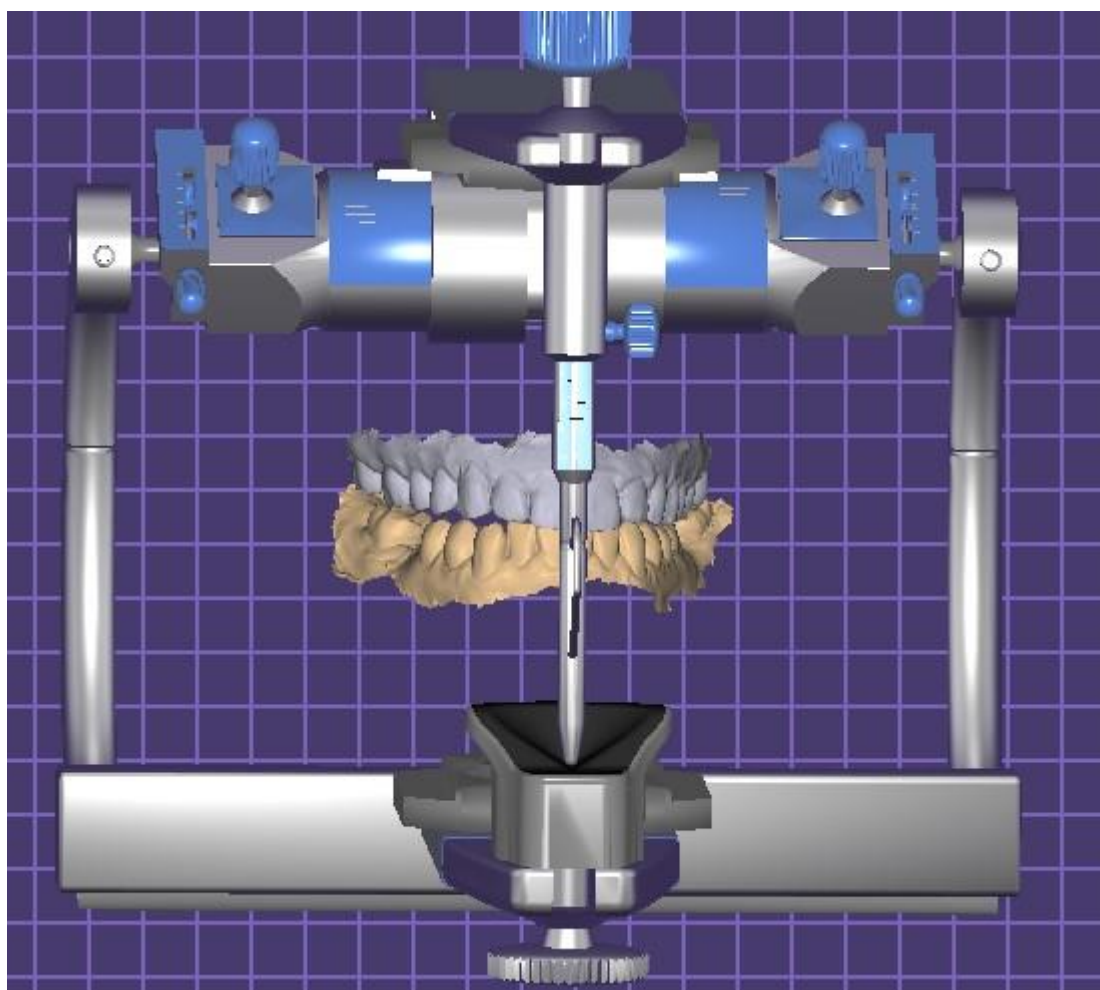
6. Получение оптических слепков. Оптические слепки получают методом внутривитрового сканирования.



7. Определение терапевтической позиции нижней челюсти (см. раздел 2.4.7.).

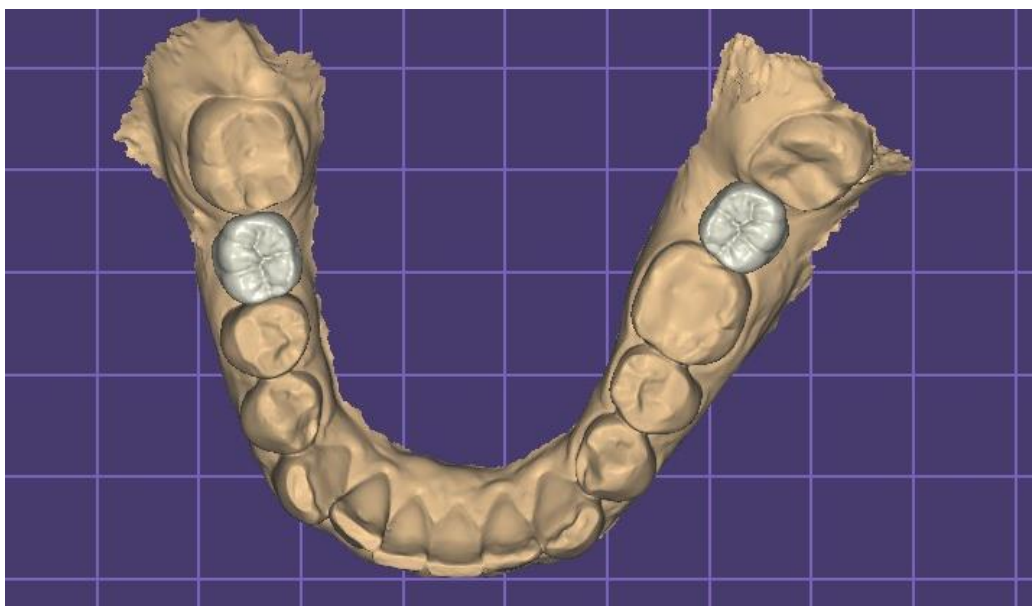
8. Моделирование позиционирующей окклюзионной шины.

Полученные оптические слепки пациента в пространственном соотношении найденной терапевтической позиции фиксируются в виртуальном артикуляторе программы по моделированию стоматологических конструкций ExoCad (Рисунок 44).



**Рисунок 44** – Использование модуля «Виртуальный артикулятор» при моделировании окклюзионной шины в программе ExoCad

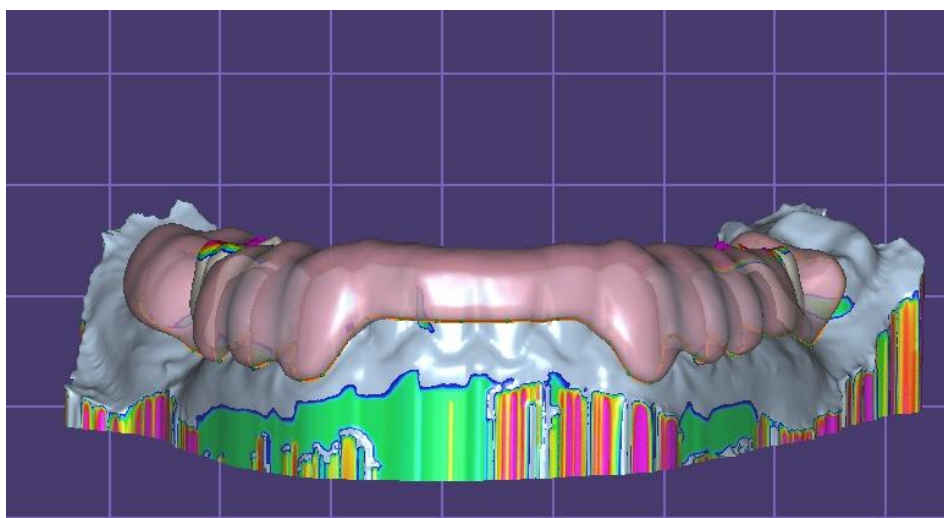
В соответствии с полученными данными, минимальная толщина шина при моделировании должна составлять 3 мм. Отличительной особенностью разработки, является постановка искусственных зубов в месте отсутствующих у пациента (рисунок 45).



**Рисунок 45** – Виртуальное моделирование искусственных зубов на цифровой модели челюсти пациента в программе EхoCad

При этом, искусственные зубы моделируются в контакте с зубами антагонистами в привычной для пациента окклюзии.

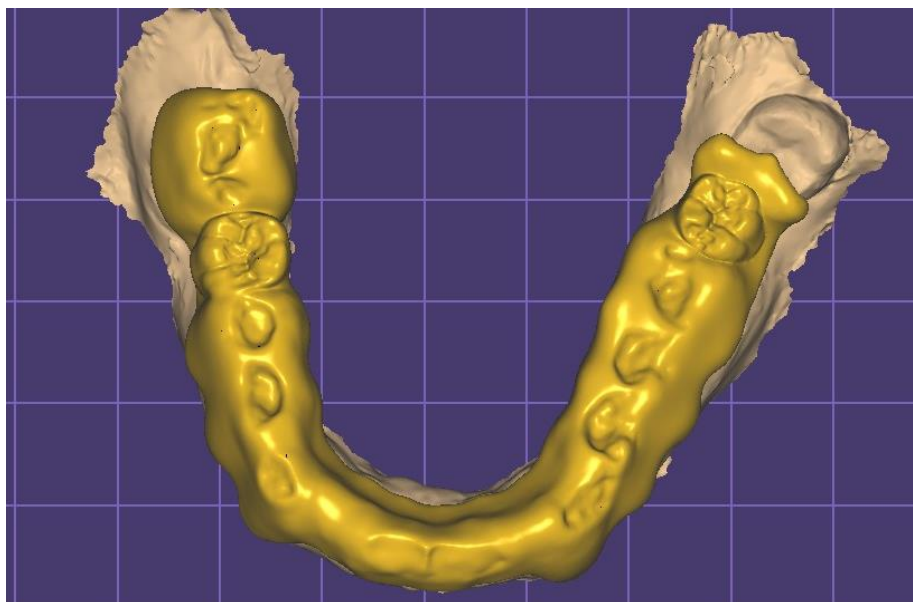
При моделировании самой конструкции шины, нижняя её граница шины должна располагаться на 2 мм выше маргинальной десны, перекрывая экватор и жевательную поверхность моляров, премоляров и режущие края резцов и клыков (рисунок 46).



**Рисунок 46** – Моделирование границ разработанной конструкции позиционирующей окклюзионной шины

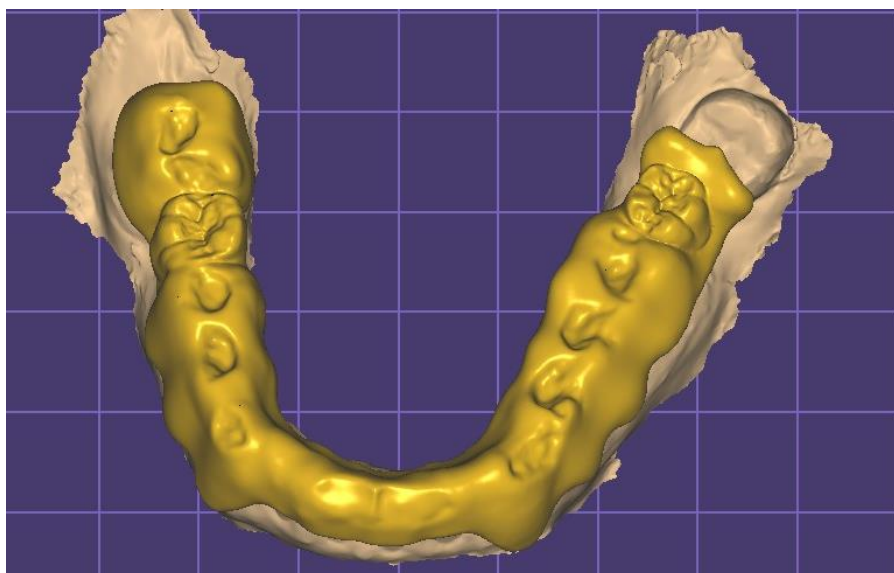
На окклюзионной поверхности шины моделируются отпечатки зубов антагонистов, при этом, толщина шины, располагающейся на окклюзионной

поверхности зубных рядов, и расположение отпечатков зубов антагонистов определяются врачом-стоматологом по индивидуальным особенностям пациента, исходя из разницы высоты нижнего отдела лица при центральном соотношении челюстей и терапевтической позиции нижней челюсти (рисунок 47).



**Рисунок 47** - Моделирование на позиционирующей шине плотных окклюзионных контактов с зубами антагонистами

При отсутствии фиксации боковых движений, на окклюзионной поверхности позиционирующей зубной шины, помимо отпечатков зубов антагонистов моделируют наклонные пелоты, направляющие и ограничивающие движение нижней челюсти в трансверсальном направлении (рисунок 48).



**Рисунок 48** – Моделирование на окклюзионной поверхности шины направляющих пелотов, ограничивающих движение нижней челюсти в трансверсальном направлении

9. Изготовление позиционирующей окклюзионной шины. Производство шины осуществляется методом объемной печати, строго в соответствии с рекомендациями фирмы производителя, как и пост печатная обработка (см. главу 2.1).

10. Цифровой анализ окклюзии. После припасовки шины в полости рта проводится оценка окклюзионных контактов на её окклюзионной поверхности с помощью аппарата T-Scan. Полученные данные, соотносятся данными окклюзии зубных рядов пациента без шины, в случае не соответствия, проводят избирательное пришлифовывание шины до равномерного распределения окклюзионных контактов по всей поверхности шины.

11. КЛКТ ВНЧС. Проводится для определения пространственного положения элементов височно-нижнечелюстного правого и левого сустава в открытом состоянии и в окклюзии после фиксации шины в полости рта.

12. Позиционирующий период лечения. После коррекции окклюзионной поверхности шины шина фиксируется в полости рта пациента. Для достижения терапевтического эффекта, а именно, перестройки мягкотканых элементов ВНЧС и мышечного тонуса, рекомендуемое

минимальное ежедневное время экспозиции шины восемь часов, с обязательным ношением в ночное время. Мониторинг лечения осуществляется посредством ЭМГ, КЛКТ ВНЧС и цифрового анализа окклюзии. Средне время периода 3 месяца (рисунок 49).



**Рисунок 49** – Позиционирующая окклюзионная шина изготовленная методом объемной печати, фиксированная в полости рта пациента

13.

14. Дентальная имплантация. Проводится в позиционирующий период до следующего реабилитационного этапа, временного протезирование.

15. Временное протезирование. Осуществляется через 3 месяца после лечения с применением позиционирующей зубной шины. Временные коронки длительного ношения изготавливаются в том же пространственном соотношении челюстей, как и при фиксации шины, методом компьютерного моделирования и фрезерования. Контроль протезирования осуществляется посредством ЭМГ, КЛКТ ВНЧС и цифрового анализа окклюзии.

16. Постоянное протезирование. Осуществляется через 3 месяца после лечения с применением временных коронок длительного ношения. Постоянные керамические коронки изготавливаются методом компьютерного фрезерования виртуальной модели, полученной по оптическим оттискам временных коронок в том же пространственном взаимоотношении челюстей. Контроль

протезирования осуществляется посредством ЭМГ, КЛКТ ВНЧС и цифрового анализа окклюзии.

Разработанный способ позволяет изготовить, аддитивным методом, на зубной ряд пациента индивидуальную шину, имеющую элементы, разобщающие зубные ряды и позиционирующие челюсти в терапевтической позиции.

#### **4.2. Результаты клинической апробации протокола лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной гипертонусом жевательных мышц.**

В клиническом исследовании приняло участие две группы пациентов по 35 человек, отобранных в соответствии с критериями включения в исследование. Лечение пациентов проводили по разработанному протоколу. Пациентам первой группы позиционирующие окклюзионные шины изготавливали из материала Dental Clear Pro, пациентом второй группы из конструкционного материала для временных коронок длительного ношения Dental Sand Pro (Harz Labs, Россия).

##### **4.2.1. Результаты исследования показателей средней биоэлектрической активности жевательных мышц методом поверхностной электромиографии.**

Изучение показателя средней биоэлектрической активности (СрБЭА, мкВ) в покое, при жевании и при максимальном волевом сжатии челюстей дает представление о выраженности гипертонуса жевательных мышц. В ходе исследования, средняя БЭА в указанных пробах измерялась в 2 группах исследования до лечения и на сроках 3, 6 и 12 месяцев от начала лечения, полученные результаты представлены в таблицах 10 и 11.

По результатам проведенного исследования, СрБЭА жевательных мышц в состоянии покоя до начала лечения была равна  $78,70 \pm 5,56$  мкА в 1 группе и  $79,29 \pm 4,59$  мкА во 2 группе. Через 3 месяца после начала лечения с помощью позиционирующих окклюзионных шин, показатель снизился на  $17\% \pm 3,19\%$  в первой группе, на  $16\% \pm 3,66\%$  во второй и составил  $65,03 \pm 3,95$  мкА и  $66,25 \pm 4,20$  мкА, соответственно. Через 6 месяцев с момента лечения, после фиксации временных ортопедических конструкций, снижение СрБЭА относительно первоначальных значений составило  $25\% \pm 3,78\%$  в 1 группе и  $23\% \pm 3,59\%$  во второй группе. Абсолютное значение показателя в исследуемых группах через 6 месяцев принимало значения  $59,23 \pm 3,79$  мкА и  $60,82 \pm 4,19$  мкА, соответственно. После фиксации постоянных ортопедических конструкций (через 12 месяцев), СрБЭА снизилась на  $27\% \pm 3,70\%$  в 1 группе и на  $25\% \pm 3,38\%$  во второй группе.

**Таблица 10** – Измерения средней биоэлектрической активности жевательных мышц были проведены в трех состояниях: в состоянии покоя, во время жевания и при максимальном волевом сжатии челюстей на различных сроках лечения (среднее  $\pm$  стандартное отклонение)

| Срок       | СрБЭА, мкА            |                          |                         |                             |                               |                               |
|------------|-----------------------|--------------------------|-------------------------|-----------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
|            | 1 группа (n=35)       |                          |                         | 2 группа (n=35)             |                               |                               |
|            | Покой                 | Жевание                  | Макс. сжатие            | Покой                       | Жевание                       | Макс. сжатие                  |
| До лечения | $78,70 \pm 5,56$      | $249,13 \pm 3,55$        | $328,79 \pm 29,01$      | $79,29 \pm 4,59^{\wedge}$   | $235,29 \pm 36,49^{\wedge}$   | $321,44 \pm 34,48^{\wedge}$   |
| 3 месяца   | $65,03 \pm 3,95^{\#}$ | $200,83 \pm 2,3,46^{\#}$ | $288,34 \pm 23,62^{\#}$ | $66,25 \pm 4,20^{\#}$       | $192,63 \pm 25,35^{\#\wedge}$ | $281,13 \pm 25,63^{\#\wedge}$ |
| 6 месяцев  | $59,23 \pm 3,79^{\#}$ | $186,07 \pm 2,0,56^{\#}$ | $272,13 \pm 22,72^{\#}$ | $60,82 \pm 4,19^{\#\wedge}$ | $176,03 \pm 23,96^{\#\wedge}$ | $266,22 \pm 26,06^{\#\wedge}$ |

|            |                 |                           |                           |                         |                            |                            |
|------------|-----------------|---------------------------|---------------------------|-------------------------|----------------------------|----------------------------|
| 12 месяцев | 57,55±3,77<br># | 179,13±19,06 <sup>#</sup> | 266,57±21,51 <sup>#</sup> | 59,24±3,93 <sup>#</sup> | 170,14±22,78 <sup>#^</sup> | 262,07±25,28 <sup>#^</sup> |
|------------|-----------------|---------------------------|---------------------------|-------------------------|----------------------------|----------------------------|

*Примечание:*

СрБЭА – средняя биоэлектрическая активность жевательных мышц

n – число испытуемых лиц в группе исследования

# – достоверность различий ( $p < 0,05$ ) в сравнении с состоянием до лечения

^ – достоверность различий ( $p > 0,05$ ) в сравнении с 1-й группой

Первоначальное значение СрБЭА при жевании равнялось 249,13±33,55 мкА в 1 группе и 235,29±36,49 во 2 группе. Динамика ее снижения была несколько более выраженной, чем в состоянии покоя – по истечении первых 3 месяцев, СрБЭА при жевании снизилась на 19%±6,34% и на 18%±3,38%, соответственно, до абсолютных значений 200,83±23,46 мкА и 192,63±25,35 мкА. На этапе провизорных конструкций снижение показателя в 1 группе составило 25%±5,96%, а во 2 группе 25%±6,68%. Абсолютные значения приняли значения 186,07±20,56 мкА и 176,03±23,96 мкА, соответственно. По завершение лечения СрБЭА при жевании определялась в пределах 179,13±19,06 мкА в 1 группе и 170,14±22,78 мкА во второй. Относительно начала лечения она снизилась на 28%±5,91% и 28%±6,86%, соответственно.

**Таблица 11** - Уменьшение средней биоэлектрической активности жевательных мышц в состоянии покоя, при жевании и при максимальном волевом сжатии челюстей на различных сроках лечения (среднее ± стандартное отклонение)

| Срок | Уменьшение СрБЭА, % |             |                  |                 |             |                  |
|------|---------------------|-------------|------------------|-----------------|-------------|------------------|
|      | 1 группа (n=35)     |             |                  | 2 группа (n=35) |             |                  |
|      | Покой (%)           | Жевание (%) | Макс. сжатие (%) | Покой (%)       | Жевание (%) | Макс. сжатие (%) |
|      |                     |             |                  |                 |             |                  |



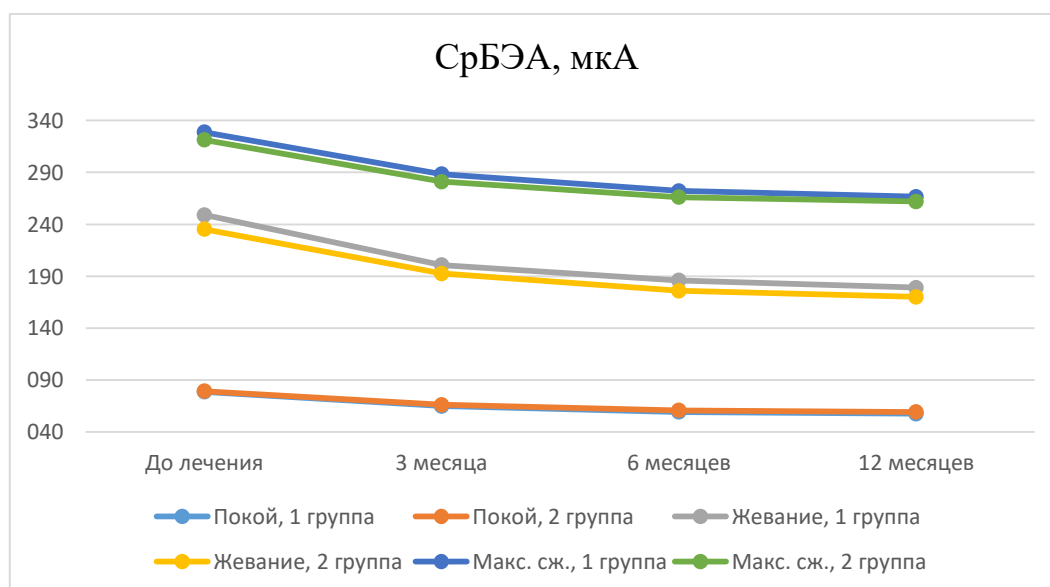
|            |         |         |         |         |         |         |
|------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 3 месяца   | 17±3,19 | 19±6,34 | 12±4,22 | 16±3,66 | 18±3,38 | 13±5,00 |
| 6 месяцев  | 25±3,78 | 25±5,96 | 17±4,20 | 23±3,59 | 25±6,68 | 17±4,75 |
| 12 месяцев | 27±3,70 | 28±5,91 | 19±4,10 | 25±3,38 | 28±6,86 | 18±4,68 |

*Примечание:*

СрБЭА – средняя биоэлектрическая активность жевательных мышц

n – число испытуемых лиц в группе исследования

Динамика снижения СрБЭА при максимальном волевом сжатии челюстей была менее выраженной. При первоначальных значениях в  $328,79 \pm 29,01$  мкА и  $321,44 \pm 34,48$  мкА, к концу 3 месяца с начала лечения, их снижение составило  $12\% \pm 4,22\%$  в 1 группе и  $13\% \pm 5,00\%$  во 2 группе. В абсолютных значениях, показатель составил  $288,34 \pm 23,62$  мкА и  $281,13 \pm 25,63$  мкА, соответственно. Через 6 месяцев, значения СрБЭА в исследуемых группах были равны  $272,13 \pm 22,72$  мкА и  $266,22 \pm 26,06$  мкА, снизившись практически равномерно, на  $17\% \pm 4,20\%$  и  $17\% \pm 4,75\%$ . По завершение лечения установкой постоянных керамических ортопедических конструкций, значение СрБЭА жевательных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей в 1 группе равнялось  $266,57 \pm 21,51$  мкА, его снижение составило  $19\% \pm 4,10\%$  относительно первоначального. Во 2 группе показатель принимал значения в пределах  $262,07 \pm 25,28$  мкА, снижение его относительно значений перед началом лечения составило  $18\% \pm 4,68\%$  (рисунок 50).



**Рисунок 50** – Динамика средней биоэлектрической активности жевательных мышц в состоянии покоя, при жевании и при максимальном волевом сжатии челюстей на различных сроках лечения

Коэффициент PU (percentage of use) характеризует степень напряжения жевательных мышц в процессе жевания относительно максимально возможного напряжения, достигаемого при максимальном волевом сжатии челюстей. До начала лечения его величина составляла  $77\% \pm 13,33\%$  в 1 группе и  $76\% \pm 14,76\%$  во 2 группе. В процессе ношения окклюзионных шин, значение коэффициента уменьшалось. Наибольшее зарегистрированное снижение определялось на 3 месяце после начала лечения и составило  $6\% \pm 7,76\%$  и  $6\% \pm 9,25\%$  в группах исследования, соответственно. В абсолютных значениях показатель был равен  $71\% \pm 10,93\%$  и  $70\% \pm 10,95\%$  (таблица 12). На последующих сроках наблюдения изменения показателя не были значимыми. Стоит отметить величину стандартного отклонения уменьшения значения индекса, превышающую среднее значение – оно обусловлено вариабельностью выборки по полу, возрасту и конституции, что влияет на стереотип жевания и степень сжатия челюстей.

Таким образом, выраженность гипертонуса жевательных мышц уменьшалась уже к концу 3 месяца лечения при помощи репозиционирующих окклюзионных шин. Через 6 месяцев лечения, к моменту окончания срока

шина-терапии и на момент фиксации временных реставраций, величина средней БЭА уменьшилась в обеих группах исследования, однако в меньшей степени, чем за первые 3 месяца. После ношения провизорных реставраций и фиксации постоянных ортопедических конструкций, снижение тонуса мышц было незначительным. На основании полученных результатов можно сделать вывод об уменьшении степени выраженности гипертонуса жевательных мышц после нормализации и стабилизации окклюзии с применением позиционирующих шин.

**Таблица 12** – Уменьшение коэффициента PU (percentage of use) на различных сроках лечения (среднее  $\pm$  стандартное отклонение)

| Срок       | PU, %; снижение PU, %       |                |                              |                |
|------------|-----------------------------|----------------|------------------------------|----------------|
|            | 1 группа (n=35)             |                | 2 группа (n=35)              |                |
|            | PU, %                       | Снижение PU, % | PU, %                        | Снижение PU, % |
| До лечения | 77 $\pm$ 13,33              | 0              | 76 $\pm$ 14,76               | 0              |
| 3 месяца   | 71 $\pm$ 10,93 <sup>#</sup> | 6 $\pm$ 7,76   | 70 $\pm$ 10,95 <sup>#^</sup> | 6 $\pm$ 9,25   |
| 6 месяцев  | 70 $\pm$ 10,19 <sup>#</sup> | 8 $\pm$ 6,97   | 67 $\pm$ 10,88 <sup>#^</sup> | 8 $\pm$ 9,06   |
| 12 месяцев | 68 $\pm$ 9,36 <sup>#</sup>  | 9 $\pm$ 7,44   | 66 $\pm$ 10,42 <sup>#^</sup> | 10 $\pm$ 9,52  |

*Примечание:*

PU – коэффициент percentage of use

n – число испытуемых лиц в группе исследования

# – достоверность различий ( $p < 0,05$ ) в сравнении с состоянием до лечения

^ – достоверность различий ( $p > 0,05$ ) в сравнении с 1–й группой.

#### **4.2.2 Результаты исследования показателей симметричности левой и правой собственно жевательных мышц и височных мышц**

Изучение показателя симметричности левой и правой собственно жевательных и височных мышц в покое, при жевании и при максимальном волевом сжатии челюстей позволяет сделать вывод о степени нормализации

окклюзии в процессе лечения. Показатель симметричности в указанных пробах измерялся в 2 группах исследования до лечения и на сроках 3, 6 и 12 месяцев от начала лечения.

По результатам проведенного исследования, средний показатель симметричности собственно жевательных мышц в состоянии покоя до начала лечения был равен  $93\% \pm 6,25\%$  в 1 группе и  $93\% \pm 4,68\%$  во 2 группе (таблица 13 и рисунок 51). Средний показатель симметричности височных мышц в состоянии покоя до начала лечения принимал значение  $93\% \pm 5,85\%$  в 1 группе и  $92\% \pm 4,95\%$  во 2 группе (таблица 14 и рисунок 52). Через 3 месяца после начала лечения с помощью позиционирующих окклюзионных шин, симметричность напряжения жевательных мышц восстановилась на  $2\% \pm 6,68\%$  в первой группе и на  $3\% \pm 6,96\%$  во второй. Симметричность напряжения височных мышц увеличилась также на  $2\% \pm 6,96\%$  и  $3\% \pm 5,83\%$ . Через 6 месяцев с момента лечения, после фиксации временных ортопедических конструкций, сокращение собственно жевательных мышц стало на  $3\% \pm 5,83\%$  более симметричным по сравнению с ситуацией до лечения в 1 группе и на  $3\% \pm 5,56\%$  во второй группе. Для пары височных мышц прирост показателя составил  $3\% \pm 5,56\%$  и  $5\% \pm 5,08\%$ , соответственно. После фиксации постоянных ортопедических конструкций (через 12 месяцев), величина симметричности напряжения собственно жевательных мышц и височных мышц не претерпела значительных изменений. Для собственно жевательных мышц значения показателя были равны  $97\% \pm 1,74\%$  в 1 группе и  $97\% \pm 1,65\%$  во второй. Для височных мышц -  $97\% \pm 1,45\%$  и  $97\% \pm 1,58\%$ , соответственно.

Средний показатель симметричности собственно жевательных мышц при жевании до начала лечения был равен  $85\% \pm 12,46\%$  в 1 группе и  $80\% \pm 14,55\%$  во 2 группе, что значительно меньше, чем в состоянии покоя, вследствие влияния окклюзионных нарушений. Для височных мышц показатель находился в схожих пределах:  $83\% \pm 13,03\%$  в 1 группе и  $82\% \pm 11,83\%$  во 2 группе. В процессе лечения наблюдалось быстрое восстановление симметричности сокращений мышц. На 3 месяце применения репозиционирующих шин, в 1

группе исследования, средний показатель симметричности собственно жевательных мышц вырос на  $8\% \pm 13,74\%$ , височных мышц – на  $11\% \pm 14,10\%$ . Во 2 группе показатель симметричности собственно жевательных мышц увеличился на  $15\% \pm 14,10\%$ , височных – на  $11\% \pm 15,08\%$ . После фиксации временных ортопедических конструкций, сокращение собственно жевательных мышц при жевании стало на  $10\% \pm 12,81\%$  более симметричным по сравнению с ситуацией до лечения в 1 группе и на  $16\% \pm 13,13\%$  во второй группе. При этом, в абсолютных значениях, показатели в группах исследования выровнялись и составили  $95\% \pm 3,47\%$  в 1 группе и  $96\% \pm 3,21\%$  во 2 группе. Для пары височных мышц прирост показателя симметричности через 6 месяцев составил  $14\% \pm 13,13\%$  и  $12\% \pm 11,73\%$ , соответственно. После фиксации постоянных ортопедических конструкций (через 12 месяцев), величина симметричности сокращения собственно жевательных мышц и височных мышц также не претерпела значительных изменений. Для собственно жевательных мышц значения показателя были равны  $96\% \pm 2,49\%$  в 1 группе и  $96\% \pm 2,94\%$  во второй. Для височных мышц -  $96\% \pm 2,49\%$  и  $96\% \pm 2,56\%$ , соответственно.

**Таблица 13** - Показатель симметричности собственно жевательных мышц в состоянии покоя, при жевании и при максимальном волевом сжатии челюстей на различных сроках лечения (среднее  $\pm$  стандартное отклонение)

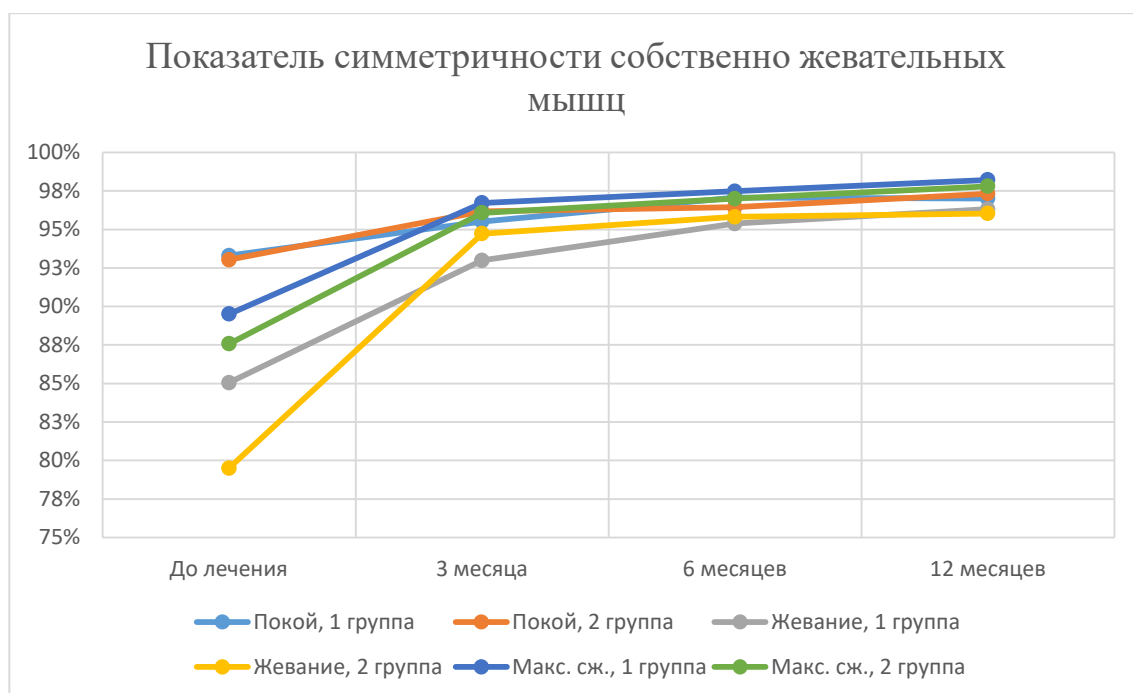
| Срок       | Показатель симметричности собственно жевательных мышц |                            |                            |                             |                             |                             |
|------------|---|----------------------------|----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
|            | 1 группа (n=35)                                       |                            |                            | 2 группа (n=35)             |                             |                             |
|            | Покой (%)   | Жевание (%)                | Макс. Сжатие (%)           | Покой (%)                   | Жевание (%)                 | Макс. сжатие (%)            |
| До лечения | 93 $\pm$ 6,25   | 85 $\pm$ 12,46             | 90 $\pm$ 6,68              | 93 $\pm$ 4,68               | 80 $\pm$ 14,55              | 88 $\pm$ 7,79               |
| 3 месяца   | 96 $\pm$ 3,43 <sup>#</sup>                            | 93 $\pm$ 4,61 <sup>#</sup> | 97 $\pm$ 1,97 <sup>#</sup> | 96 $\pm$ 2,81 <sup>#^</sup> | 95 $\pm$ 4,57 <sup>#</sup>  | 96 $\pm$ 2,90 <sup>#^</sup> |
| 6 месяцев  | 97 $\pm$ 1,87 <sup>#</sup>                            | 95 $\pm$ 3,47 <sup>#</sup> | 97 $\pm$ 2,02 <sup>#</sup> | 96 $\pm$ 2,07 <sup>#^</sup> | 96 $\pm$ 3,21 <sup>#</sup>  | 97 $\pm$ 2,15 <sup>#^</sup> |
| 12 месяцев | 97 $\pm$ 1,74 <sup>#</sup>                            | 96 $\pm$ 2,26 <sup>#</sup> | 98 $\pm$ 1,57 <sup>#</sup> | 97 $\pm$ 1,65 <sup>#^</sup> | 96 $\pm$ 2,94 <sup>#^</sup> | 98 $\pm$ 1,63 <sup>#^</sup> |

*Примечание:*

n – число испытуемых лиц в группе исследования

# – достоверность различий ( $p < 0,05$ ) в сравнении с состоянием до лечения

^ – достоверность различий ( $p > 0,05$ ) в сравнении с 1-й группой



**Рисунок 50** – Динамика показателя симметричности собственно жевательных мышц в состоянии покоя, при жевании и при максимальном волевом сжатии челюстей на различных сроках лечения

**Таблица 14** – Показатель симметричности височных мышц в состоянии покоя, при жевании и при максимальном волевом сжатии челюстей на различных сроках лечения (среднее  $\pm$  стандартное отклонение)

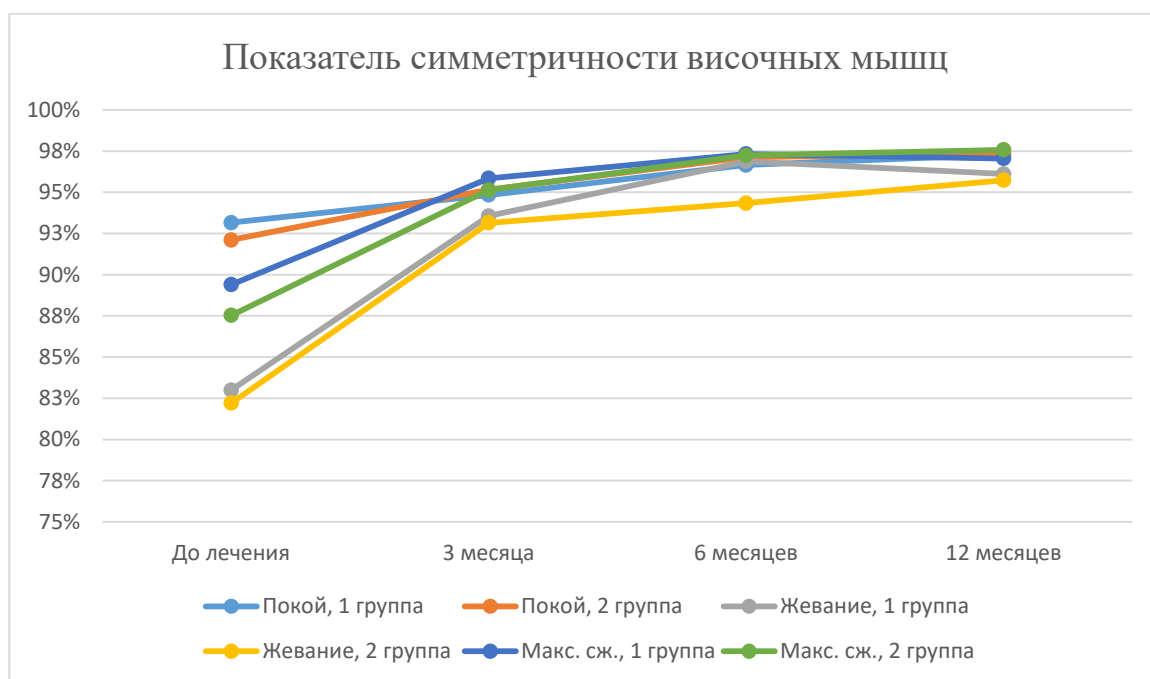
| Срок       | Показатель симметричности височных мышц |                            |                            |                             |                             |                             |
|------------|---|----------------------------|----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
|            | 1 группа (n=35)                         |                            |                            | 2 группа (n=35)             |                             |                             |
|            | Покой (%)                               | Жевание (%)                | Макс. сжатие (%)           | Покой (%)                   | Жевание (%)                 | Макс. сжатие (%)            |
| До лечения | 93 $\pm$ 5,85                           | 83 $\pm$ 13,03             | 89 $\pm$ 7,25              | 92 $\pm$ 4,95               | 82 $\pm$ 11,83              | 88 $\pm$ 8,25               |
| 3 месяца   | 95 $\pm$ 3,57                           | 94 $\pm$ 4,77 <sup>#</sup> | 96 $\pm$ 3,36 <sup>#</sup> | 95 $\pm$ 3,07 <sup>#^</sup> | 93 $\pm$ 4,98 <sup>#^</sup> | 95 $\pm$ 3,29 <sup>#^</sup> |
| 6 месяцев  | 97 $\pm$ 2,32 <sup>#</sup>              | 97 $\pm$ 2,33 <sup>#</sup> | 97 $\pm$ 2,02 <sup>#</sup> | 97 $\pm$ 2,04 <sup>#^</sup> | 94 $\pm$ 3,99 <sup>#^</sup> | 97 $\pm$ 2,17 <sup>#^</sup> |
| 12 месяцев | 97 $\pm$ 1,45 <sup>#</sup>              | 96 $\pm$ 2,49 <sup>#</sup> | 97 $\pm$ 1,96 <sup>#</sup> | 97 $\pm$ 1,58 <sup>#^</sup> | 96 $\pm$ 2,56 <sup>#^</sup> | 98 $\pm$ 1,75 <sup>#^</sup> |

*Примечание:*

n – число испытуемых лиц в группе исследования

# – достоверность различий ( $p < 0,05$ ) в сравнении с состоянием до лечения

^ – достоверность различий ( $p > 0,05$ ) в сравнении с 1-й группой



**Рисунок 51** – Динамика показателя симметричности височных мышц в состоянии покоя, при жевании и при максимальном волевом сжатии челюстей на различных сроках лечения

В состоянии максимального волевого сжатия челюстей до начала лечения симметричность сокращения собственно жевательных мышц в группах исследования определялась в пределах  $90\% \pm 6,68\%$  и  $88\% \pm 7,79\%$ , соответственно. Для височных мышц показатель составлял  $89\% \pm 7,25\%$  и  $88\% \pm 8,25\%$ . На 3 месяце применения репозиционирующих шин, в 1 группе исследования, наблюдалась положительная динамика среднего показателя симметричности собственно жевательных и височных мышц. В 1 группе его значение увеличилось до  $97\% \pm 1,97\%$  для собственно жевательных и до  $96\% \pm 3,36\%$  для височных мышц. Во 2 группе значение показателя возросло до  $96\% \pm 2,90\%$  для жевательных и  $95\% \pm 3,29\%$  для височных мышц. После фиксации временных ортопедических конструкций (через 6 месяцев) и затем

после фиксации постоянных ортопедических конструкций (через 12 месяцев), величина симметричности сокращения собственно жевательных мышц и височных мышц также не претерпела значительных изменений. Для собственно жевательных мышц значение показателя составило  $98\% \pm 1,57\%$  в 1 группе и  $98\% \pm 1,63\%$  во второй. Для височных мышц -  $97\% \pm 1,96\%$  и  $98\% \pm 1,75\%$ , соответственно (таблицы 15 и 16).

**Таблица 15** - Восстановление симметричности сокращений собственно жевательных мышц в состоянии покоя, при жевании и при максимальном волевом сжатии челюстей на различных сроках лечения (среднее  $\pm$  стандартное отклонение)

| Срок       | Прирост показателя симметричности височных мышц |                |                  |                 |                |                  |
|------------|---|----------------|------------------|-----------------|----------------|------------------|
|            | 1 группа (n=35)                                 |                |                  | 2 группа (n=35) |                |                  |
|            | Покой (%)                                       | Жевание (%)    | Макс. сжатие (%) | Покой (%)       | Жевание (%)    | Макс. сжатие (%) |
| 3 месяца   | 2 $\pm$ 6,68                                    | 8 $\pm$ 13,74  | 7 $\pm$ 7,35     | 3 $\pm$ 6,96    | 15 $\pm$ 14,10 | 8 $\pm$ 8,06     |
| 6 месяцев  | 4 $\pm$ 6,64                                    | 10 $\pm$ 12,81 | 8 $\pm$ 6,50     | 3 $\pm$ 5,56    | 16 $\pm$ 13,13 | 9 $\pm$ 7,59     |
| 12 месяцев | 4 $\pm$ 6,37                                    | 11 $\pm$ 12,71 | 9 $\pm$ 6,85     | 4 $\pm$ 5,74    | 17 $\pm$ 13,04 | 10 $\pm$ 7,57    |

*Примечание:*

n – число испытуемых лиц в группе исследования

**Таблица 16** - Восстановление симметричности сокращений височных мышц в состоянии покоя, при жевании и при максимальном волевом сжатии челюстей на различных сроках лечения (среднее  $\pm$  стандартное отклонение)

| Срок     | Прирост показателя симметричности собственно жевательных мышц |                |                  |                 |                |                  |
|----------|---|----------------|------------------|-----------------|----------------|------------------|
|          | 1 группа (n=35)   |                |                  | 2 группа (n=35) |                |                  |
|          | Покой (%)   | Жевание (%)    | Макс. сжатие (%) | Покой (%)       | Жевание (%)    | Макс. сжатие (%) |
| 3 месяца | 2 $\pm$ 6,96  | 11 $\pm$ 14,10 | 6 $\pm$ 8,06     | 3 $\pm$ 5,83    | 11 $\pm$ 15,08 | 8 $\pm$ 8,30     |



|            |        |          |        |        |          |         |
|------------|--------|----------|--------|--------|----------|---------|
| 6 месяцев  | 3±5,56 | 14±13,13 | 8±7,59 | 5±5,08 | 12±11,73 | 10±8,43 |
| 12 месяцев | 4±1,82 | 13±13,04 | 8±7,57 | 5±4,57 | 14±15,18 | 10±7,55 |

*Примечание:*

n – число испытуемых лиц в группе исследования

#### **4.2.3. Исследование гемодинамических показателей микроциркуляторного русла тканей пародонта методом лазерной доплеровской флуометрии**

При помощи лазерной доплеровской флуометрии у пациентов исследуемых групп определяли показатели перфузии (M) (рисунок 52), уровня интенсивности тканевого кровотока ( $\sigma$ ) (рисунок 53) и коэффициента вариации (Kv) (рисунок 54) до лечения и на сроках 3, 6 и 12 месяцев после начала лечения с применением позиционирующих окклюзионных шин (таблица 17).

Значения перфузии, уровня интенсивности тканевого кровотока и коэффициент вариации имели тенденцию к увеличению с течением времени активного лечения. На 3 месяц ношения репозиционирующих шин значения исследуемых величин уже превысили доверительный интервал и были достоверно больше исходных, что свидетельствует об улучшении микроциркуляции тканей пародонта (таблица 3). На момент окончания лечения, после фиксации постоянных ортопедических конструкций, в обеих исследуемых группах показатели приблизились к физиологической норме, которая определяется как M, перф. ед =  $17,44 \pm 1,36$ ,  $\sigma$ , перф. ед. =  $2,76 \pm 0,60$ , Kv =  $15,60 \pm 2,80$  (Е.К. Кречина, 2005) [2].

Проведенное исследование дает основания полагать, что ортопедическое лечение пациентов с бруксизмом, с применением стабилизирующих окклюзионных шин, приводит к нормализации окклюзии и восстановлению нормальной микроциркуляции тканей пародонта.

**Таблица 17** - Гемодинамические показатели микроциркуляторного русла тканей пародонта, определенные методом лазерной доплеровской флуометрии на разных сроках лечения

| Срок          | Параметры микроциркуляции тканей пародонта |                        |                         |                          |                         |                          |
|---------------|--|------------------------|-------------------------|--------------------------|-------------------------|--------------------------|
|               | 1 группа (n=35)                            |                        |                         | 2 группа (n=35)          |                         |                          |
|               | М, перф.<br>ед.                            | σ, перф.<br>ед.        | Kv, %                   | М, перф. ед.             | σ, перф.<br>ед.         | Kv, %                    |
| До<br>лечения | 14,13±0,42                                 | 1,47±0,11              | 10,44±0,82              | 14,34±0,68               | 1,40±0,13               | 9,77±1,11                |
| 3<br>месяца   | 15,93±0,55 <sup>#</sup>                    | 1,78±0,14 <sup>#</sup> | 11,19±0,91 <sup>#</sup> | 16,27±0,79 <sup>#^</sup> | 1,67±0,16 <sup>#^</sup> | 10,30±1,19 <sup>^</sup>  |
| 6<br>месяцев  | 16,93±0,54 <sup>#</sup>                    | 2,02±0,16 <sup>#</sup> | 11,93±0,99 <sup>#</sup> | 17,28±0,89 <sup>#^</sup> | 1,90±0,18 <sup>#^</sup> | 11,06±1,32 <sup>#^</sup> |
| 12<br>месяцев | 17,18±0,56 <sup>#</sup>                    | 2,10±0,17 <sup>#</sup> | 12,24±1,05 <sup>#</sup> | 17,52±0,91 <sup>#^</sup> | 2,02±0,19 <sup>#^</sup> | 11,60±1,43 <sup>#^</sup> |

Примечание:

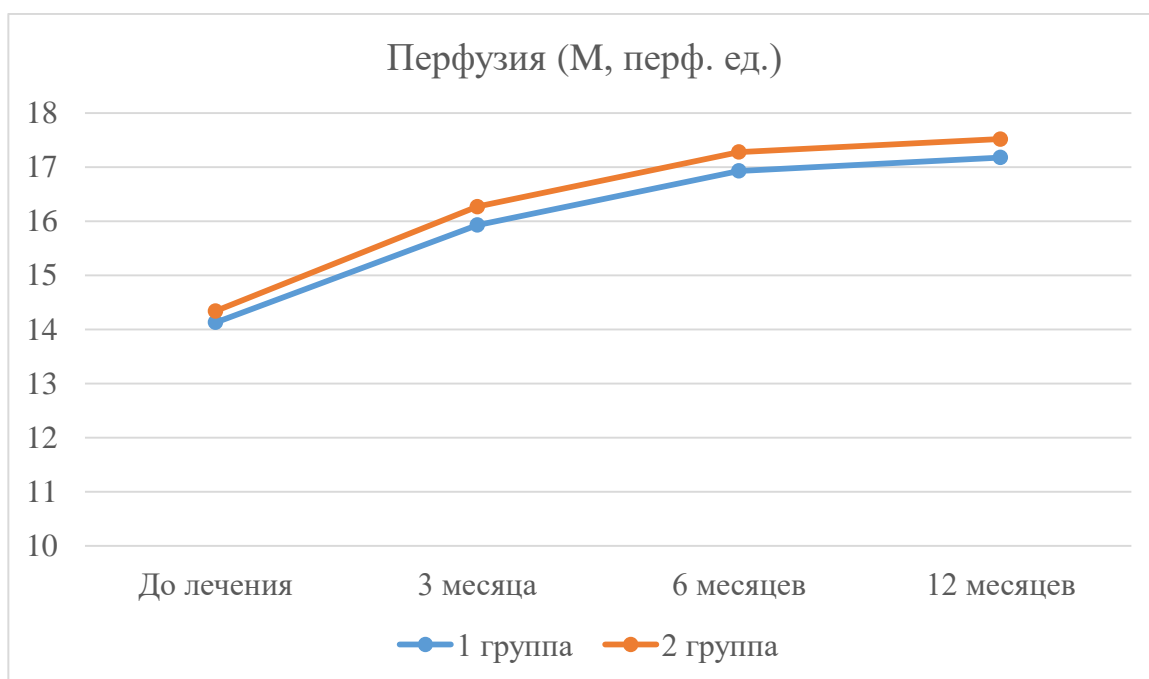
М – перфузия

σ – интенсивность тканевого кровотока

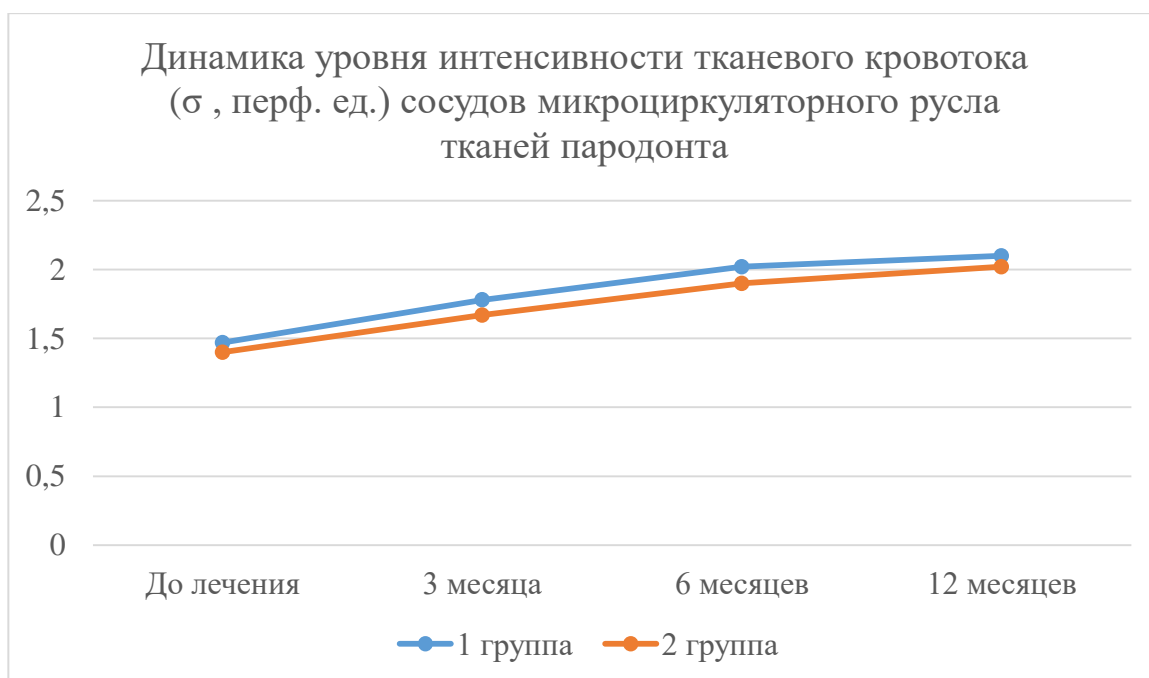
Kv – коэффициент вариации

# – достоверность различий ( $p < 0,05$ ) в сравнении с состоянием до лечения

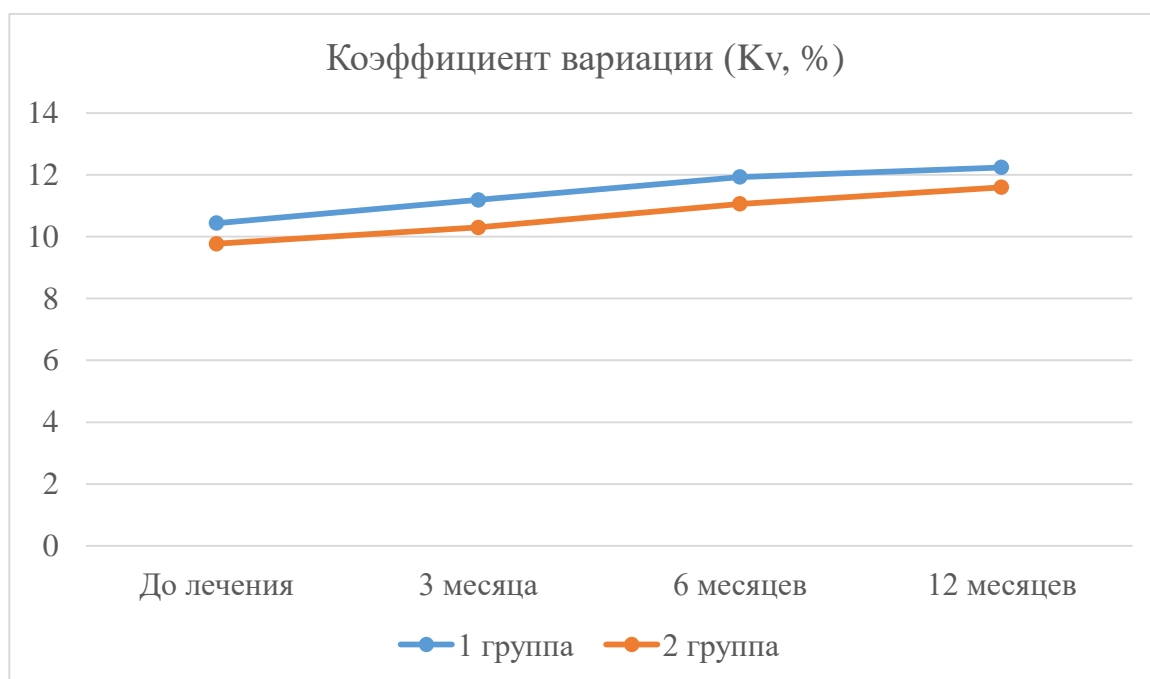
^ – достоверность различий ( $p > 0,05$ ) в сравнении с 1–й группой.



**Рисунок 52** – Динамика перфузии (M, перф. ед.) сосудов микроциркуляторного русла тканей пародонта



**Рисунок 53** – Динамика уровня интенсивности тканевого кровотока (σ, перф. ед.) сосудов микроциркуляторного русла тканей пародонта



**Рисунок 54** – Динамика уровня коэффициента вариации (Kv, %) сосудов микроциркуляторного русла тканей пародонта

#### **4.2.4 Результаты оценки целостности окклюзионной шины по результатам клинического применения**

После клинического применения окклюзионных шин в течение 3 месяцев, оценивали их целостность визуально и при помощи цифровых технологий. Данные наблюдений и измерений заносили в таблицу и сравнивали с показателями на момент начала лечения. Визуально оценивалась целостность шин, изменение цвета, наличие сколов и трещин. Для объективной оценки целостности окклюзионной поверхности шины применяли методику цифрового анализа с использованием прибора T-Scan III (TekScan, США). Сравнивали количество и площадь окклюзионных контактов в программном комплексе прибора.

Оценка глубины фасеток стираемости проводилась в трех точках, наиболее подверженных силовым нагрузкам: в местах контактов шины с медиальным щечным бугорком первых моляров верхней челюсти справа и слева, и в месте

контакта шины с медальными углами режущих краев первых верхних резцов. Для этого измеряли разницу толщины двух капп в данных участках на виртуальном срезе сопоставленных в программе Eхосad моделей капп при помощи инструмента «Линейка». Фиксацию результатов измерений проводили с учетом погрешности лабораторного сканера, в таблице указывали количество фасеток стираемости, глубина которых превышала 0,02 мм. Рассчитывали сумму глубин фасеток для каждой каппы (пациента) в отдельности и делили на их количество, после определяли среднее значение глубины фасеток стираемости до и после лечения в каждой из двух групп исследования.

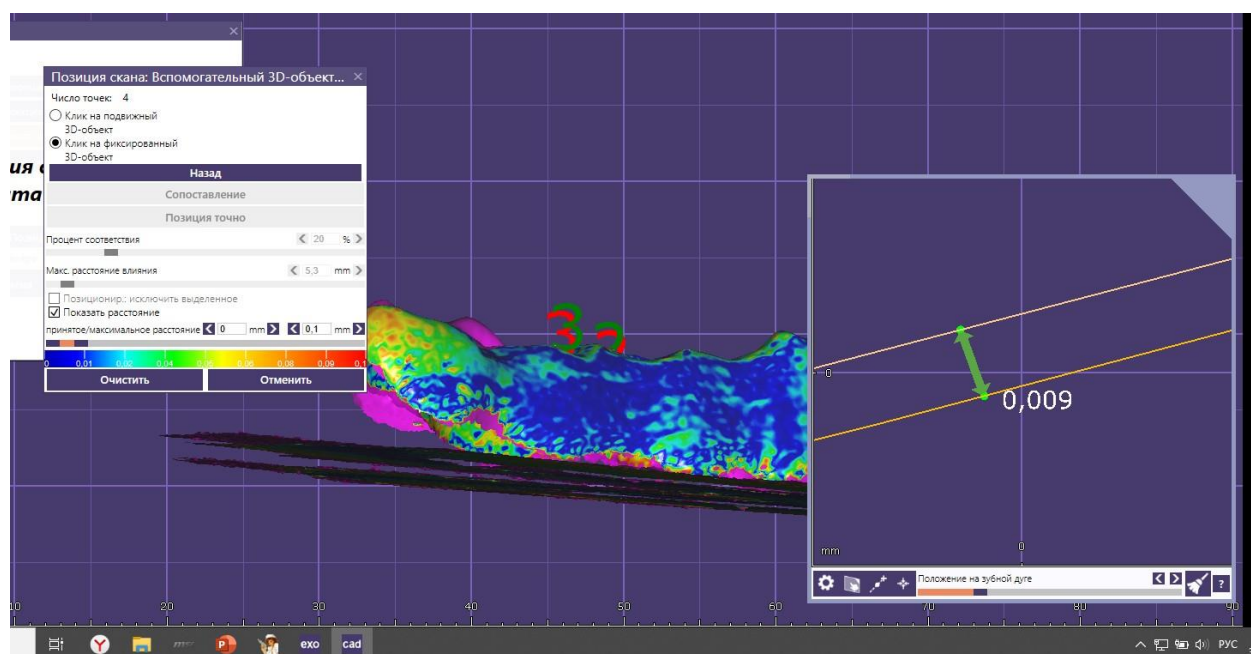
В целях статистической обработки производили расчет среднего отклонения от данных величин и ошибки достоверности между группами исследования с применением t-критерия Стьюдента. Статистическую обработку данных проводили в программе «STATISTIKA 10.0».

Все изготовленные окклюзионные шины сохранили свою форму после 3 месяцев ношения. Видимых трещин материала также не выявили. Видимые сколы материала определялись на 8 шин из 35 в первой группе и на 10 из 35 шин во второй группе.

Значительных изменений количества окклюзионных контактов при помощи аппарата T-Scan III (TekScan, США). не выявили. В обеих группах оно соответствовало количеству выявленных сколов материала шины. Средняя площадь окклюзионных контактов увеличилась после ношения шин во всех случаях. Различий в среднем приросте площади окклюзионных контактов в группах исследования выявлено не было.

Анализ виртуальных моделей окклюзионных шин обеих групп исследования с целью определения глубины фасеток стираемости не выявил значительных изменений окклюзионной поверхности шин после 3-месячного интенсивного использования. Различия толщин моделей шин до начала лечения и после его окончания находились в пределах погрешности лабораторного сканера (0,02 мм).

Стоит отметить, что в первой группе пациентов, которым каппы изготавливали из материала Dental Clear Pro, средняя глубина фасеток стираемости была меньше, чем во второй группе, пациентам которой изготавливали шины из материала Dental Sand Pro ( $P < 0,05$ ).



**Рисунок 55** – Измерение глубины фасеток стираемости на окклюзионной шине путем сравнения STL-файлов окклюзионной шины до начала лечения и через 3 месяца после ежедневного ношения

Отсутствие выраженной стираемости окклюзионной поверхности капп в совокупности с отсутствием изменений в окклюзионной схеме, полученной при помощи аппарата T-Scan III (TekScan, США) до и после лечения, позволяет сделать выводы, с одной стороны, о сбалансированности окклюзионных сил во время лечения, и, с другой стороны, о высокой клинической эффективности окклюзионных шин, изготовленных методом 3D-печати из материалов Dental Clear Pro и Dental Sand Pro для лечения пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией ВНЧС, осложненной бруксизмом.

**Таблица 18** - Значения средней глубины фасеток стираемости на поверхности окклюзионных шин в исследуемых группах

|  | 1-я группа (Formlabs Dental Clear Pro) | 2-я группа (Formlabs Dental Sand Pro) |
|--|--|---------------------------------------|
|  |  |                                       |

| Параметры фасеток стираемости |                             |            |                    |                          |            |                    |
|-------------------------------|-----------------------------|------------|--------------------|--------------------------|------------|--------------------|
| №                             | Суммарная<br>глубина,<br>мм | Количество | Средняя<br>глубина | Суммарная<br>глубина, мм | Количество | Средняя<br>глубина |
| 1                             | 0,007                       | 2          | 0,01               | 0,032                    | 2          | 0,013              |
| 2                             | 0,018                       | 3          | 0,015              | 0,019                    | 3          | 0,011              |
| 3                             | 0,014                       | 3          | 0,008              | 0,045                    | 2          | 0,012              |
| 4                             | 0,012                       | 2          | 0,007              | 0,011                    | 3          | 0,016              |
| 5                             | 0,039                       | 1          | 0,01               | 0,032                    | 3          | 0,011              |
| 6                             | 0,028                       | 1          | 0,011              | 0,019                    | 3          | 0,015              |
| 7                             | 0,045                       | 3          | 0,011              | 0,014                    | 1          | 0,013              |
| 8                             | 0,008                       | 2          | 0,006              | 0,038                    | 3          | 0,013              |
| 9                             | 0,045                       | 2          | 0,012              | 0,026                    | 3          | 0,016              |
| 10                            | 0,024                       | 3          | 0,006              | 0,03                     | 1          | 0,013              |
| 11                            | 0,039                       | 3          | 0,012              | 0,017                    | 2          | 0,016              |
| 12                            | 0,03                        | 1          | 0,009              | 0,027                    | 2          | 0,016              |
| 13                            | 0,033                       | 2          | 0,006              | 0,039                    | 1          | 0,019              |
| 14                            | 0,048                       | 2          | 0,015              | 0,045                    | 2          | 0,01               |
| 15                            | 0,013                       | 3          | 0,017              | 0,012                    | 2          | 0,012              |
| 16                            | 0,017                       | 3          | 0,006              | 0,036                    | 2          | 0,016              |
| 17                            | 0,024                       | 2          | 0,013              | 0,034                    | 2          | 0,018              |
| 18                            | 0,013                       | 2          | 0,009              | 0,01                     | 2          | 0,01               |
| 19                            | 0,007                       | 2          | 0,015              | 0,013                    | 3          | 0,019              |
| 20                            | 0,006                       | 2          | 0,017              | 0,013                    | 3          | 0,016              |
| 21                            | 0,02                        | 3          | 0,01               | 0,009                    | 2          | 0,013              |
| 22                            | 0,048                       | 2          | 0,017              | 0,018                    | 3          | 0,013              |
| 23                            | 0,013                       | 3          | 0,01               | 0,045                    | 2          | 0,014              |
| 24                            | 0,017                       | 3          | 0,012              | 0,016                    | 3          | 0,009              |
| 25                            | 0,009                       | 2          | 0,013              | 0,017                    | 3          | 0,011              |

|                        |       |   |            |       |            |       |
|------------------------|-------|---|------------|-------|------------|-------|
| 26                     | 0,045 | 2 | 0,009      | 0,032 | 1          | 0,013 |
| 27                     | 0,024 | 1 | 0,015      | 0,018 | 2          | 0,01  |
| 28                     | 0,028 | 1 | 0,016      | 0,02  | 3          | 0,009 |
| 29                     | 0,013 | 1 | 0,006      | 0,012 | 2          | 0,014 |
| 30                     | 0,026 | 2 | 0,017      | 0,03  | 2          | 0,013 |
| 31                     | 0,051 | 1 | 0,016      | 0,022 | 2          | 0,016 |
| 32                     | 0,034 | 1 | 0,011      | 0,015 | 3          | 0,017 |
| 33                     | 0,045 | 3 | 0,012      | 0,027 | 2          | 0,018 |
| 34                     | 0,006 | 1 | 0,009      | 0,039 | 3          | 0,019 |
| 35                     | 0,034 | 3 | 0,015      | 0,019 | 1          | 0,016 |
|                        |       |   | 1-я группа |       | 2-я группа |       |
| Среднее значение       |       |   | 0,012      |       | 0,014      |       |
| Стандартное отклонение |       |   | 0,003      |       | 0,003      |       |
| Доверительный интервал |       |   | p = 0,007  |       |            |       |

Значительных изменений количества окклюзионных контактов при помощи аппарата T-Scan III (TekScan, США). не выявили. В обеих группах оно соответствовало количеству выявленных сколов материала шины. Средняя площадь окклюзионных контактов увеличилась после ношения шин во всех случаях. Различий в среднем приросте площади окклюзионных контактов в группах исследования выявлено не было (таблица 13).

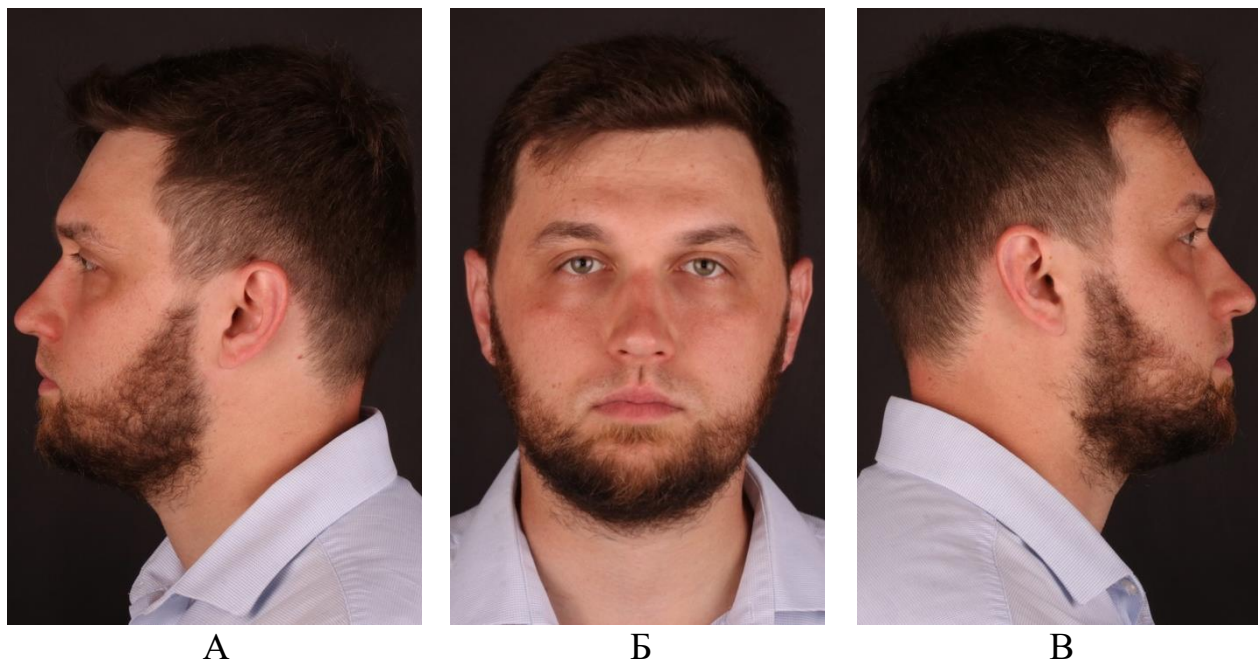
#### **4.2.5. Клинический пример.**

Разработанный протокол лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной гипертонусом жевательных мышц, продемонстрирован в следующем клиническом случае.

##### **1. Осмотр**



На базу кафедры стоматологии ФНМО РУДН в Центр Цифровой стоматологии МАРТИ обратился Пациент В, 35 лет, с жалобами на частичное отсутствие зубов, затрудненность пережёвывания пищи, скрежетание зубами в ночное время, периодические боли в области ВНЧС справа при широком открывании рта (Рисунок 56).



**Рисунок 56** – Внешний вид пациента В.: А – профиль слева; Б - анфас; В - профиль справа.

*Анамнез жизни.*

Перенесенные и сопутствующие заболевания: инфекционные заболевания отрицает, наличие соматической патологии отрицает. К врачу-терапевту не обращалась, аллергологический анамнез не отягощен.

*Вредные привычки:* наличие вредных привычек отрицает.

Анамнез заболевания. Зубы были удалены в результате осложнения кариеса 2 года назад. Утомляемость жевательных мышц и боли в ВНЧС отмечает последний год. Ранее не протезировался.

*Внешний осмотр.*

Красная кайма губ без видимой патологии (Рисунок 57).



**Рисунок 57** – Внешний вид улыбки пациента В

Поднижнечелюстные, подподбородочные, околоушные, передние шейные лимфатические узлы, при пальпации не увеличены, безболезненны, плотно-эластичной консистенции, не спаянные с подлежащими тканями.

Открывание рта не ограничено, движения нижней челюсти свободные, несимметричные, отмечаются щелчки в височно-нижнечелюстном суставе.

Жевательные мышцы (передние, средние и задние пучки височных мышц и собственных жевательные) слабо болезненны при пальпации, наблюдается гипертонус, латеральные и медиальные крыловидные мышцы умеренно напряжены, слабо болезненны при пальпации.

Слюнные железы (околоушные, подчелюстные, подъязычные) не увеличены, безболезненны при пальпации, функция сохранена.

Ответы по Гамбургскому тесту: получено 2 положительных ответа.

*Осмотр преддверия полости рта.*

Преддверие полости рта среднее. Прикрепление уздечки языка в норме. Прикрепление уздечки верхней губы на 5 мм выше вершины десневого сосочка. Слизистая оболочка губ и щек бледно-розового цвета с сохранением целостности, умеренно увлажнена, без патологических элементов (Рисунок 58).



**Рисунок 58** – Преддверие полости рта пациента В

*Осмотр полости рта.*

Слизистая оболочка рта бледно-розового цвета, умеренно-увлажнена, без патологических элементов, целостность сохранена. Язык розового цвета, средних размеров, без патологических элементов.

1.6 - на вестибулярной поверхности определяется пломбирочный материал с признаками нарушения краевого прилегания.

1.5 – определяется комбинированная несъемная ортопедическая конструкция с признаками нарушения краевого прилегания и невыраженной анатомией

1.4 – на дистальной апроксимальной поверхности определяется пломбирочный материал с признаками нарушения краевого прилегания

1.3 - на режущем крае определяется чашеобразная фасетка стираемости, на вестибулярной поверхности - пломбирочный материал без признаков нарушения краевого прилегания

1.2 - на режущем крае определяется чашеобразная фасетка стираемости, на вестибулярной поверхности - пломбирочный материал без признаков нарушения краевого прилегания

1.1 - на режущем крае определяется чашеобразная фасетка стираемости, на вестибулярной поверхности - пломбирочный материал без признаков нарушения краевого прилегания

2.1 - на режущем крае определяется чашеобразная фасетка стираемости, на вестибулярной, медиальной и дистальной апроксимальных поверхностях - пломбировочный материал без признаков нарушения краевого прилегания.

2.2 - на режущем крае определяется чашеобразная фасетка стираемости, на медиальной апроксимальной поверхности - пломбировочный материал без признаков нарушения краевого прилегания.

На вестибулярной поверхности –

2.3 - на режущем крае определяется чашеобразная фасетка стираемости. На вестибулярной поверхности –

2.4 - на вестибулярной поверхности определяется пломбировочный материал без признаков нарушения краевого прилегания.

2.6 – на вестибулярной и медиальной апроксимальной поверхностях определяется пломбировочный материал с признаками нарушения краевого прилегания.

3.8 – на окклюзионной поверхности определяется кариозная полость, заполненная мягким пигментированным дентином, после экскавации которого зондирование безболезненное, перкуссия безболезненная.

3.7 – на окклюзионной поверхности определяется пломбировочный материал с признаками нарушения краевого прилегания и невыраженной анатомией.

3.6 – на окклюзионной поверхности определяется пломбировочный материал с признаками нарушения краевого прилегания и невыраженной анатомией. Скол дистальной стенки зуба.

3.5 – на окклюзионной поверхности определяется пломбировочный материал с признаками нарушения краевого прилегания и невыраженной анатомией, на окклюзионной поверхности – фасетка стираемости.

3.4 – на окклюзионной поверхности определяется чашеобразная фасетка стираемости.

3.3 – на режущем крае определяется фасетка стираемости.

3.2 - на режущем крае определяется фасетка стираемости.

3.1 – на режущем крае определяется фасетка стираемости.

4.1 – на режущем крае определяется фасетка стираемости.

4.2 – на режущем крае определяется фасетка стираемости.

4.3 – на режущем крае определяется фасетка стираемости.

4.4 – На окклюзионной поверхности определяется чашеобразная фасетка стираемости.

4.5 – на окклюзионной поверхности определяется пломбировочный материал с признаками нарушения краевого прилегания и невыраженной анатомией.

4.8 - на окклюзионной поверхности определяется кариозная полость, заполненная мягким пигментированным дентином, после экскавации которого зондирование безболезненное, перкуссия безболезненная.

Зубная формула:

|     |     |     |     |     |     |     |     |     |     |     |     |     |     |     |     |
|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| О   | О   | ПС  | К   | ПС  |     | П   | П   | П   | П   | П   | П   | О   | ПС  | О   | О   |
| 1.8 | 1.7 | 1.6 | 1.5 | 1.4 | 1.3 | 1.2 | 1.1 | 2.1 | 2.2 | 2.3 | 2.4 | 2.5 | 2.6 | 2.7 | 2.8 |
| 4.8 | 4.7 | 4.6 | 4.5 | 4.4 | 4.3 | 4.2 | 4.1 | 3.1 | 3.2 | 3.3 | 3.4 | 3.5 | 3.6 | 3.7 | 3.8 |
| С   | О   | О   | ПС  |     |     |     |     |     |     |     |     | П   | ПС  | ПС  | С   |

Условные обозначения: Отсутствует – О; Кариес – С; Пульпит – Р; Пародонтит – Рт; Пломбированный – П; Пародонтоз – А; Подвижность – I,II,III,(степень), Коронка – К; Искусственный зуб – И.

Окклюзия 2 класса по Энгля (Рисунок 59).

На верхней челюсти дефекты зубного ряда по 1 классу 1 подклассу Кеннеди, на нижней челюсти дефекты зубного ряда по 3 классу Кеннеди.



А



Б

**Рисунок 59** – Центральная окклюзия пациента В в боковом отделе: А – слева; Б – справа

Форма верхнего зубного ряда в виде полуэллипса, нижнего – в виде параболы (Рисунок 60).



А



Б

**Рисунок 60** – Зубные ряды ациента В при первичном осмотре: А – верхний; Б – нижний

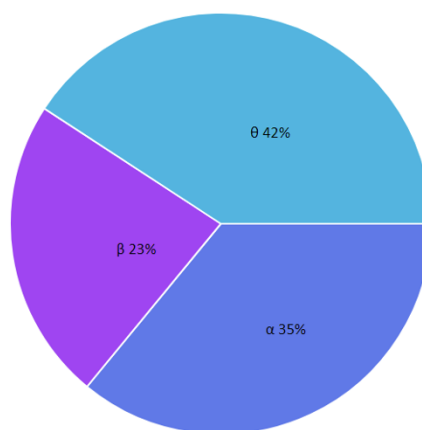
## 2. ЭЭГ

Для оценки психоэмоционального состояния, и исключения или подтверждения из патогенеза бруксизма соматоформного компонента, пациенту проводили электроэнцефалограмму с помощью устройства BrainBit U-DENT (Нейротех, Россия) (рисунок 61).



**Рисунок 61** – Проведение исследования для оценки состояния пациента с использованием аппарата BrainBit U-DENT (Нейротех, Россия)

Результаты проведенной электроэнцефалограммы в виде круговой диаграммы на рисунке 62.



**Рисунок 62** – Круговая диаграмма мозговой активности пациента В. по результатам ЭЭГ

На основе анализа полученных результатов было опровергнуто наличие соматоморфного компонента в патогенезе бруксизма у данного пациента.

### 3. ЭМГ

Для регистрации и фиксации показателей биоэлектрической активности жевательных мышц применяли комплекс беспроводного мониторинга электрофизиологических сигналов «Колибри» (Нейротех, Россия) (рисунок 63).



**Рисунок 63** – Выполнение электромиографии пациенту с использованием комплекса беспроводного мониторинга электрофизиологических сигналов «Колибри» (Нейротех, Россия)

Цифровые значения эклектического потенциала собственных жевательных и мышц до лечения представлены в таблице 19.

**Таблица 19** – Данные электромиографии пациента В. до лечения

| Показатель  | Покой | Жевание | Максимальное волевое сжатии |
|---|-------|---------|-----------------------------|
| Средняя биоэлектрическая активность жевательных мышц (СрБЭА, мкА) | 73,11 | 245,08  | 332,63                      |
| Симметричность работы жевательных мышц                            | 94%   | 79%     | 83%                         |
| Симметричность работы височных мышц                               | 92%   | 78%     | 85%                         |

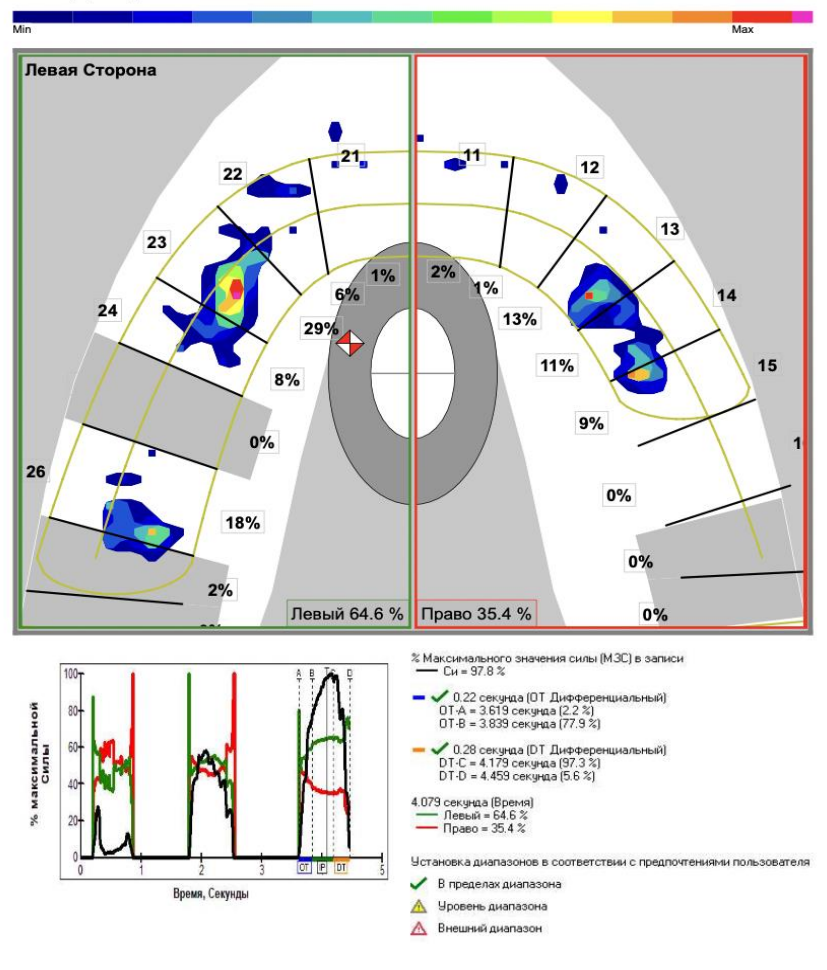


#### 4. Цифровой анализ окклюзии

Для цифрового анализа окклюзионных контактов использовали компьютерную систему клинической диагностики T-Scan (Tek-Scan, США) (рисунок 64). Оценивали следующие параметры: правильность смыкания зубных рядов, синхронность и площадь контактов, наличие суперконтактов, силу смыкания и последовательность сжатия зубов до достижения максимального фиссурно-бугоркового контакта (рисунок 65).



**Рисунок 64** – Позиционирование сенсорного датчика T-Scan в полости рта пациента



**Рисунок 65** – Компьютеризированный график окклюзии пациента В, полученный до лечения, в программе T-Scan (Tek-Scan, США)

Дополнительно контроль проводимого лечения осуществляли с помощью изучения кровотока альвелярной кости. Допплеровскую флоуметрию проводили с использованием разработанного устройства [147], по предложенному способу [110], на аппарате «Минимакс-Допплер-К» (ООО «СП-Минимакс», Россия). Результаты доплеровской флоуметрии пациента В. до лечения соответствовали: Показатель перфузии (М, перф.) -14,36 ед.; уровень интенсивности тканевого кровотока ( $\sigma$ , перф.) – 1,43 ед.; коэффициент вариации (Kv) - 10,21%.

## 5. КЛКТ ВНЧС

*Данные рентгенологического исследования (рисунок 66).*



**Рисунок 66** – Ортопантомограмма пациента В до лечения

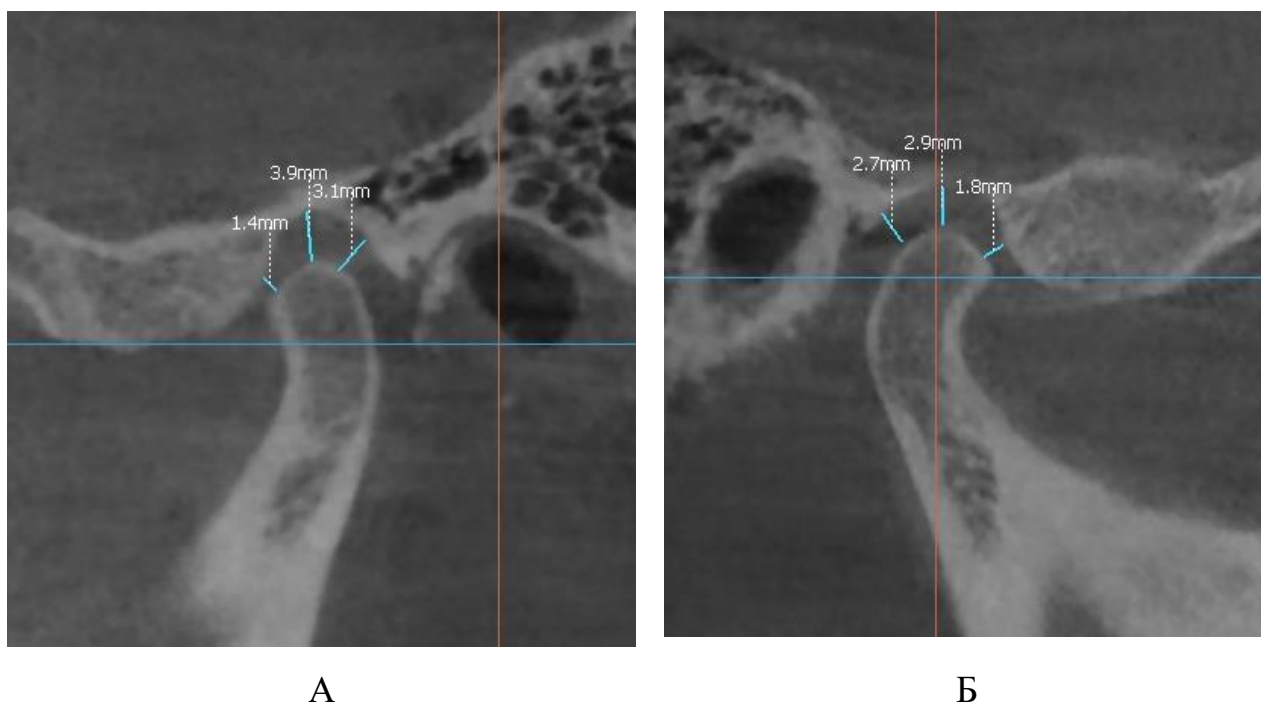
На зубах 1.6, 1.4, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3, 2.4, 2.6, 3.7, 3.6, 3.5, визуализируются рентгеноконтрастные пятна, соответствующее композитному пломбировочному материалу.

Зуб 1.5 – obturation корневых каналов до физиологических верхушечных отверстий. В периапикальных тканях изменений нет. Определяется рентгеноконтрастная штифтово-культевая вкладка.

Зубы 2.6, 3.6, 4.5 – obturation корневых каналов до физиологических верхушечных отверстий. В периапикальных тканях изменений нет.

Зубы 1.8, 1.7, 2.5, 2.7, 2.8, 4.6, 4.7 – отсутствуют (Рисунок 8).

Контроль состояния костных структур ВНЧС проводился с помощью КЛКТ, где проводили оценку расстояния по трем отрезкам от края головки нижней челюсти до края височной кости, проведенным кпереди, кверху и кзади. (Рисунок 67).



**Рисунок 67** – Данные КЛКТ ВНЧС Пациента В до лечения в привычной окклюзии: А – левого; Б – правого

В результате проведенных основных и дополнительных методов обследования был поставлен диагноз и составлен план лечения.

*Диагноз.*

МКБ 10 K08.1 Потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локальной периодонтальной болезни.

МКБ 10 K07.6. Болезни височно-нижнечелюстного сустава.

МКБ 10 F45.8 Другие соматоформные расстройства (бруксизм).

МКБ 10 K02.1 Кариес дентина.

*План лечения.*

1. Позиционирование нижней челюсти в терапевтическую позицию с помощью разработанной конструкции окклюзионной шины.
2. Дентальная имплантация в позиции отсутствующих зубов 1.7, 2.5, 4.6, 4.7.
3. Временное протезирование зубов 1.6, 1.5, 1.4, 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3, 2.4, 2.6, 3.7, 3.6, 3.5, 3.4, 3.3, 3.2, 3.1, 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 и дентальных имплантатов 1.7, 2.5, 4.6, 4.7., длительного ношения в соотношении челюстей и

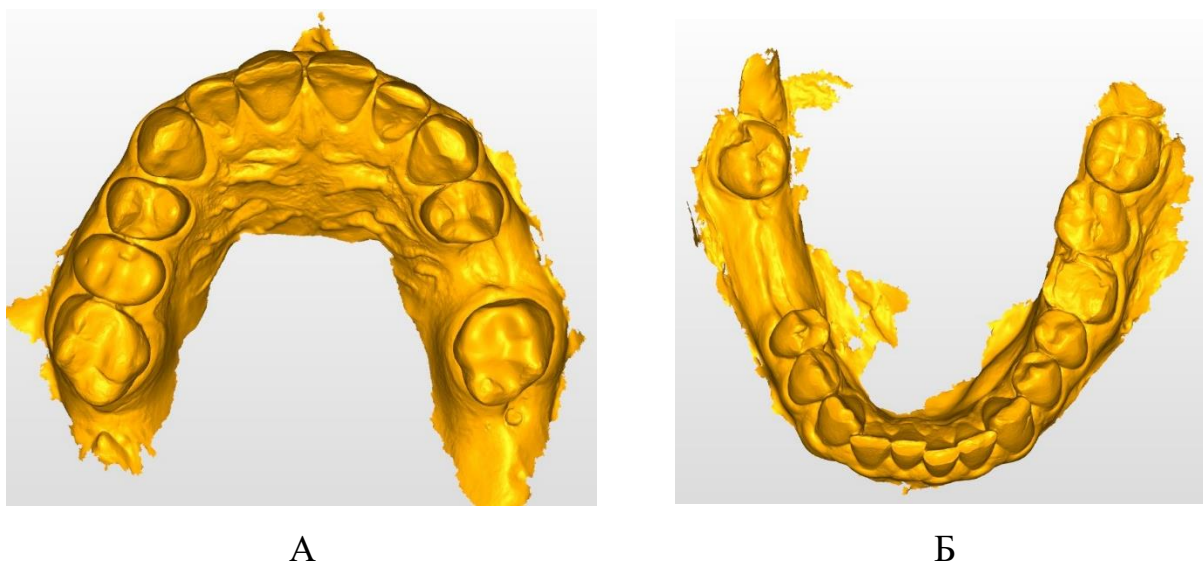
межальвеолярной высоте, фиксированных с помощью, позиционирующей окклюзионной шины.

4. Постоянное протезирование зубы 1.6, 1.5, 1.4, 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3, 2.4, 2.6, 3.7, 3.6, 3.5, 3.4, 3.3, 3.2, 3.1, 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 и дентальных имплантатов 1.7, 2.5, 4.6, 4.7., керамическими несъемными зубными протезами.

*Лечение.*

#### **6. Получение оптических слепков.**

Оптические оттиски зубных рядов, с фиксацией привычной окклюзии пациента проводили с помощью внутриротового сканера. Виртуальные модели челюстей до лечения представлены на рисунке 68.



**Рисунок 68** – Виртуальные модели зубных рядов пациента В, до лечения: А – верхний зубной ряд; Б – нижний зубной ряд

#### **7. Определение терапевтической позиции нижней челюсти.**

Применение аппарата T-Scan позволило получить данные о: траектории общей окклюзионной нагрузки; синхронности смыкания между правой и левой сторонами; времени, необходимого для достижения максимального фиссурно-бугоркового контакта, а также наличии, количестве и площади суперконтактов.

Для определения терапевтической позиции нижней челюсти в рамках проводимого клинического исследования использовались такие инструменты

как: калибратор Коиса, джиги Люсия и депрограмматор U-Dent Callibri (Нейротех, Россия).

Определение степени дистального положения нижней челюсти и оптимальной межальвеолярной высоты в рамках диагностики с использованием регламентируемой толщины листового калибратора Коиса осуществлялось через проведение кранио-постурального кинезиологического теста (Рисунок 69).



**Рисунок 69** – Измерение максимального угла отведения руки при фиксации плечевого сустава в привычной окклюзии у пациента В. при проведении кранио-постурального кинезиологического теста

Следующим этапом, ориентируясь на описанный кранио-постуральный кинезиологический тест, проводили подбор толщины листового калибратора Коиса (рисунок 70).



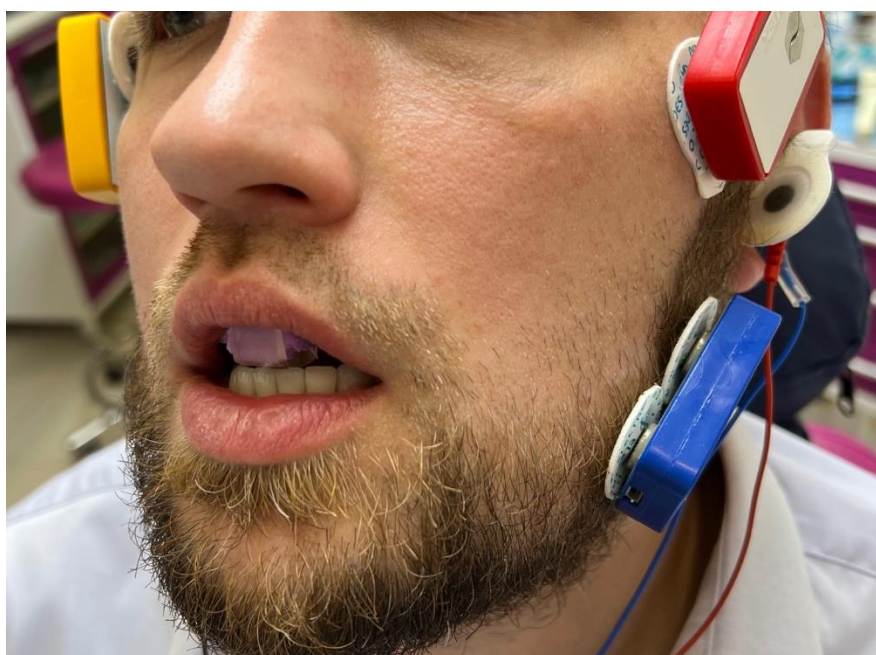
**Рисунок 70** – Максимальный угол отведения руки при фиксации плечевого сустава с листовым калибратором в полости рта пациента В при проведении кранио-постурального кинезиологического теста

Для депрограммирования собственно жевательных и височных мышц использовали листовой калибратор Коиса и депрограмматор U-Dent Callibri (Нейротех, Россия) (Рисунок 71).



**Рисунок 71** – Депрограммирование жевательных и височных мышц листовым калибратором Коиса и депрограмматором U-Dent Callibri (Нейротех, Россия)

После 10-минутного расслабления мышц с использованием датчика функциональной активности и листового калибратора, убрали калибратор, после чего, не давая возможности пациенту сомкнуть зубные ряды, фиксировали на верхней челюсти между центральными резцами джиг Люсия (Рисунок 72).

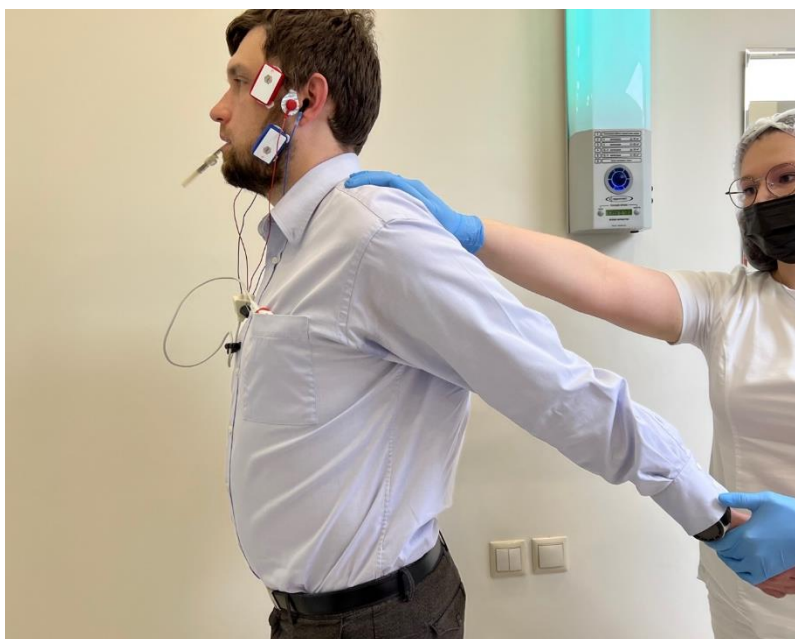


**Рисунок 72** – Фиксация джига Люсия в полости рта пациента при определении терапевтической позиции нижней челюсти

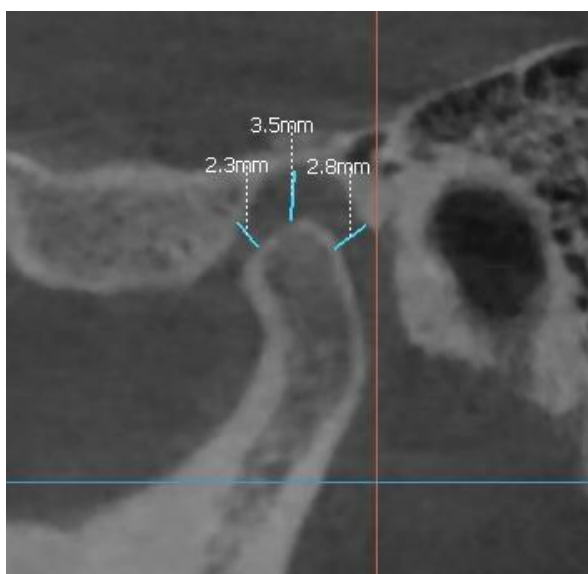
Затем, с помощью артикуляционной бумаги Vausch (Vausch, Германия) на джиге определяли новое положение нижней челюсти и фиксировали с использованием силиконового материала. Получали интраоральным сканером цифровые слепки зубных рядов.

Повторно проводили кинезиопробы (Рисунок 73) и КЛКТ ВНЧС для контроля и проверки найденной терапевтической позиции нижней челюсти (Рисунок 74).

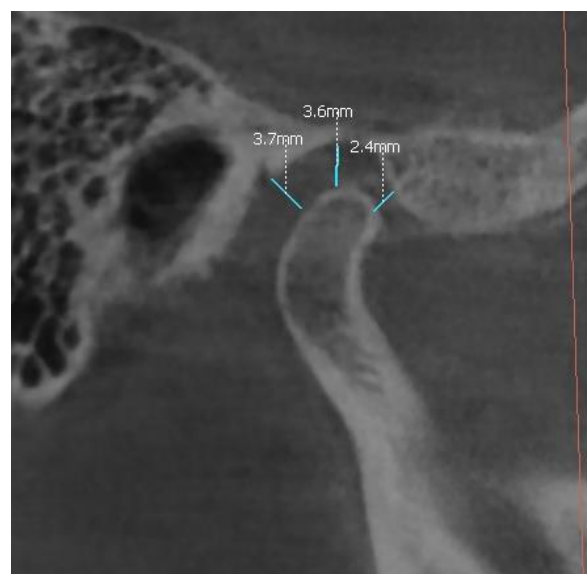




**Рисунок 73** – Фиксация джига Люсиа в полости рта пациента и максимальный угол отведения руки при фиксации плечевого сустава



Левый ВНЧС



Правый ВНЧС

**Рисунок 74** - Данные КЛКТ ВНЧС Пациента В в найденной терапевтической позиции нижней челюсти: А – левого; Б – правого

По результатам КЛКТ в закрытом состоянии головки нижней челюсти справа и слева симметричны, центрированы. Расстояния от края головки нижней челюсти до края височной кости спереди, вверху и сзади правого и левого сустава до лечения и при фиксации терапевтической позиции нижней челюсти представлены в таблице 20.

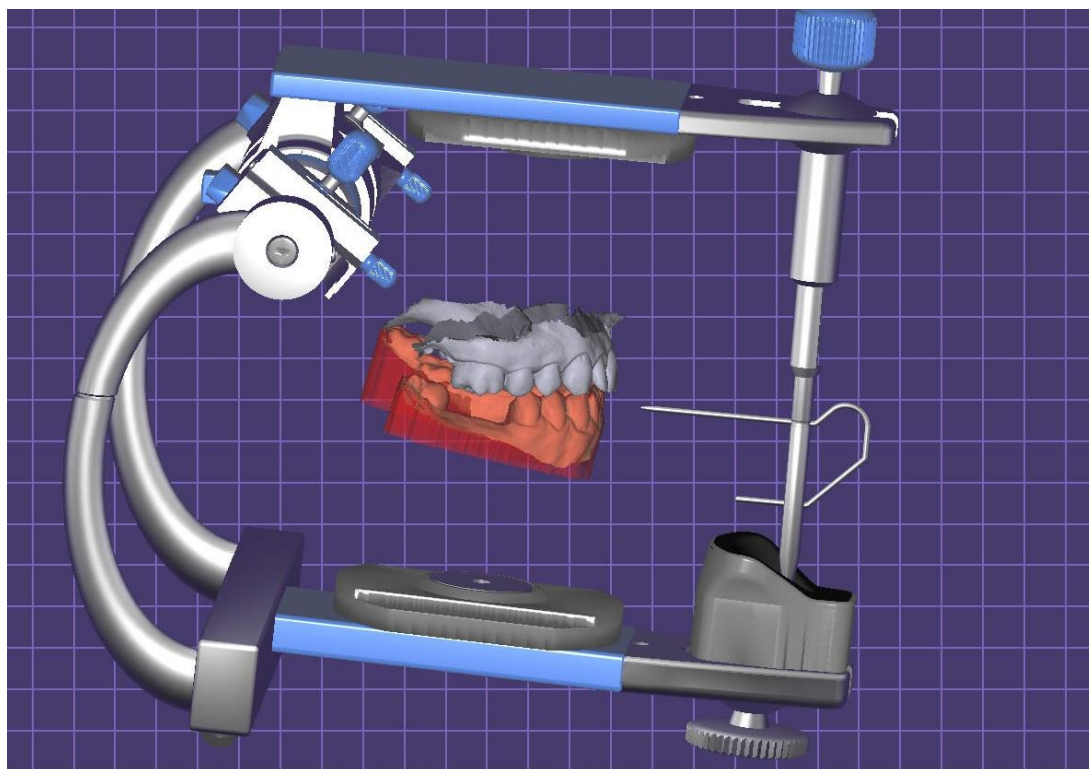
**Таблица 20** – Параметры элементов ВНЧС на этапах лечения по данным КЛКТ

| Этап лечения         | ВНЧС справа  |        |       | ВНЧС слева |        |       |
|----------------------|--|--------|-------|------------|--------|-------|
|                      | Расстояние от края головки до височной кости (мм)ю |        |       |            |        |       |
|                      | Спереди  | Вверху | Сзади | Спереди    | Вверху | Сзади |
| До                   | 1,8  | 2,9    | 2,7   | 1,5        | 3,9    | 3,1   |
| С окклюзионной шиной | 2,4  | 3,6    | 3,7   | 2,3        | 3,5    | 2,8   |

### **8. Моделирование позиционирующей окклюзионной шины.**

После определения и контроля терапевтической позиции нижней челюсти приступали к процессу создания окклюзионной шины с использованием программы EхoCad.

Следуя разработанной методике [111, 112], в программе EхoCad создавали окклюзионную шину, переходя в раздел «Эксперт» использовали функцию «Виртуальный артикулятор», загружая STL-файлы зубных рядов верхней и нижней челюстей, оценивали их соотношение в пространстве артикулятора, позиционирование нижней челюсти в новом выбранном положении и правильность латеротрузионных и протрузионных движений (Рисунок 75).



**Рисунок 75** – Использование модуля «Виртуальный артикулятор» при моделировании окклюзионной шины в программе ExoCad

После создания окклюзионной шины, выгружали STL-файл для объемной печати на 3D принтере.

### **9. Изготовление позиционирующей окклюзионной шины**

Изготавливали смоделированную окклюзионную шину методом объемной печати из конструкционного материала Dental Clear Pro (Harz Labs, Россия), перед этим загрузив файл шины в программное обеспечение ChiTuBox (CBD-Tech, Китай) для нарезки модели с целью печати на принтере с технологией LCD печати Phrozen Sonic 4K (Phrozen, Тайвань) (Рисунок 76)

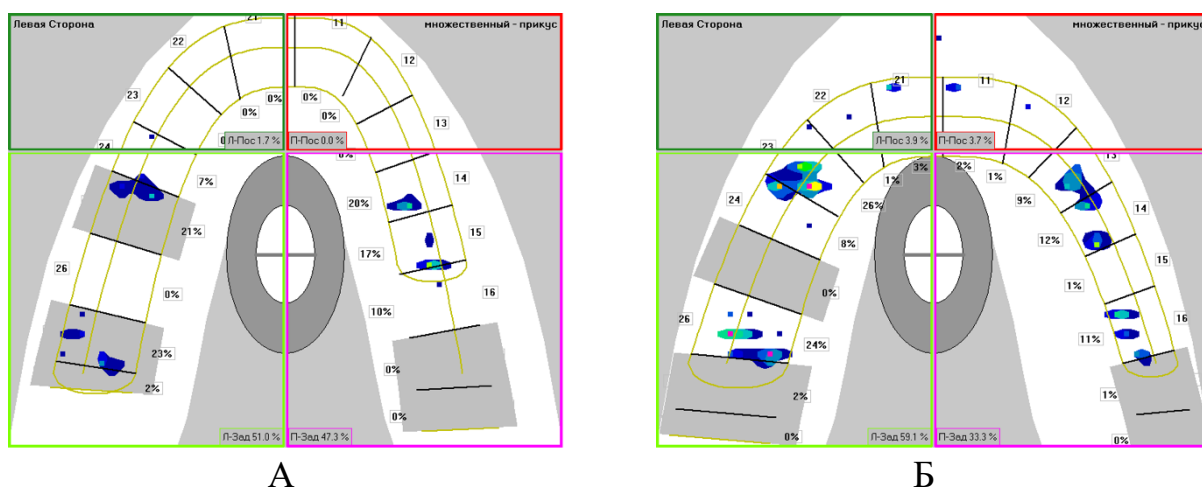


**Рисунок 76** – Позиционирующая окклюзионная шина, изготовленная методом объемной печати из материала Harz Labs Dental Yellow Clear Pro

### 10. Цифровой анализ окклюзии.

Пациенту после окончательной обработки и полировки окклюзионной шины фиксировали ее в полости рта.

С целью нормализации окклюзии проводили исследование при помощи аппарата T-scan, по результатам которого производилось шлифование окклюзионной шины, добиваясь равномерность окклюзионных контактов, равномерно распределяющих нагрузку на зубные ряды (Рисунок 77).



**Рисунок 77** – Окклюзиограмма пациента с шиной фиксированной в полости рта: А - после изготовления; Б - после шлифования по результатам T-

Scan

### 11. КЛКТ ВНЧС.

Контроль пространственного положения элементов ВНЧС проводился с помощью КЛКТ суставов в закрытом положении рта с фиксированной окклюзионной шиной. Цифровые значения расстояния от края головки нижней челюсти до края височной кости спереди, вверху и сзади правого и левого суставов соответствовали аналогичным значениям, зафиксированным на этапе определения терапевтической позиции нижней челюсти (см. таблицу 20).

## 12. Позиционирующий период лечения.

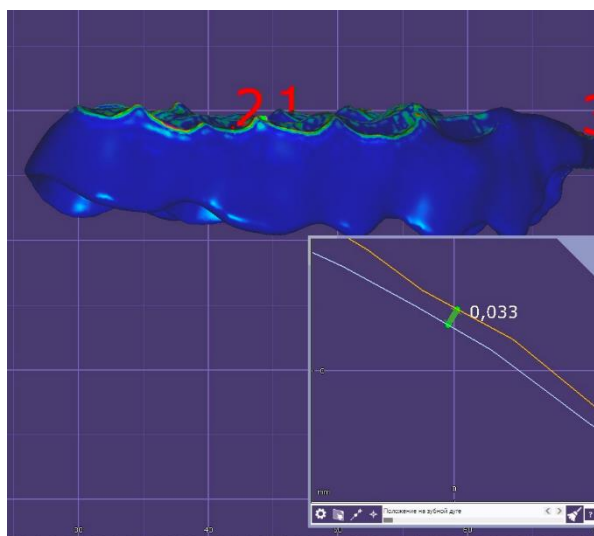
Пациенту даны рекомендации: носить шину не менее 8 часов в сутки, включая время сна, а также при занятиях физическими упражнениями.

Для контроля проводимого лечения назначали пациента через 3 месяца.

По результатам проведенной доплеровской флоуметрии: М, перф. спустя 3 месяца лечения на окклюзионной шине значение увеличилось на 12,18%.  $\sigma$ , перф. ед. после терапии с использованием шины значение выросло на 18,18%. Kv через 3 месяца увеличился на 0,37%.

*Оценка состояния целостности окклюзионной шины после 3 месяцев ношения пациентом.*

Анализ состояния окклюзионной шины осуществлялся после окончания терапии по истечению 3 месяцев ношения окклюзионной шины с помощью программы EhoCad. В программе совмещались 2 STL-файла, полученных методом сканирования шины сразу после печати и коррекции окклюзии, по результатам цифрового анализа, и спустя 3 месяца использования (Рисунок 78).



**Рисунок 78** – Результат сопоставления виртуальных моделей окклюзионной шины до начала лечения и через 3 месяца после интенсивного использования

Определяли степень уменьшения шины в объеме, наличие трещин и фасеток стираемости. По результатам анализа, общие физические параметры шины не изменились, в маркерных участках – в контактных точках медиальных щечных бугорков первых моляров, отмечалась разница, составляющая 0,03 мм, что в клиническом аспекте является не существенной и соответствует значениям погрешности цифрового сканирования.

По результатам T-Scan окклюзиограмма при смыкании зубов на окклюзионной шине оставалась неизменной.

### **13. Дентальная имплантация**

Во время лечения на окклюзионных шинах пациенту была проведена операция дентальной имплантации в позиции отсутствующих зубов 1.7, 2.5, 4.6, 4.7. (рисунок 79).



**Рисунок 79** – ОПТГ с установленными дентальными имплантатами в позиции отсутствующих зубов 1.7,2.5,4.6,4.7

После регистрации положительного лечебного эффекта проведенного лечения с использованием позиционирующей окклюзионной шины, приступили

к следующему этапу разработанного клинического протокола – временному протезированию зубов.

#### **14. Временное протезирование.**

Следующим этапом переносили найденное положение нижней челюсти на временные коронки длительного ношения, для этого получали сканы верхней и нижней челюстей в соотношении челюстей фиксированном на позиционирующей окклюзионной шине.

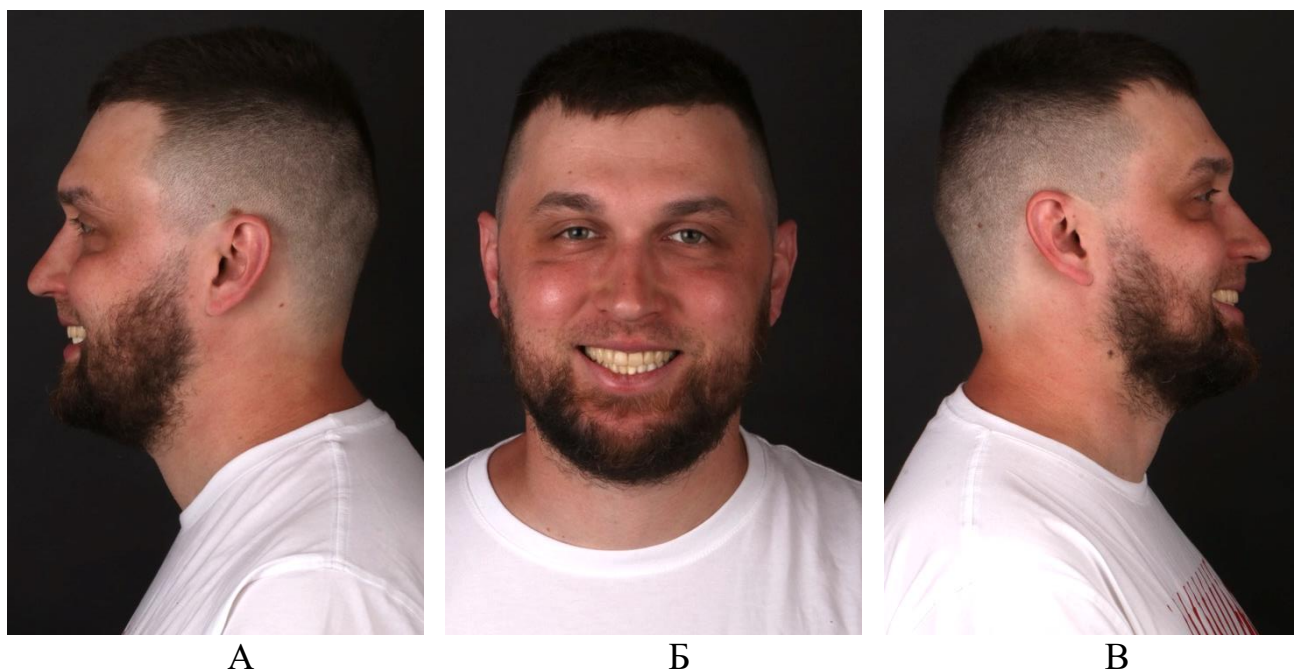
В программе EхoCad, с использованием виртуального артикулятора, моделировали коронки на зубы 1.6, 1.5, 1.4, 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3, 2.4, 2.6, 3.7, 3.6, 3.5, 3.4, 3.3, 3.2, 3.1, 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 и на имплантаты в позициях отсутствующих зубов 1.7, 2.5, 4.6, 4.7. Коронки изготавливали методом компьютерного фрезерования из полиметилметакрилата (ПММА), фиксировали на временный цемент TempBond. Фиксированные в полости рта пациента В временные коронки длительного ношения представлены на рисунке 80, улыбка с фиксированными временными коронками – рисунок 81. Внешний вид пациента после фиксации временных коронок длительного ношения представлен на рисунке 82.



**Рисунок 80** – Фиксированные в полости рта временные коронки длительного ношения через 2 месяца после фиксации



**Рисунок 81** – Улыбка пациента после фиксации временных коронок



**Рисунок 82** – Портретные фотографии пациент В после фиксации временных коронок: А - профиль слева; Б – анфас; В - профиль справа

Точность прилегания коронок к культиям зубов и посадку абатментов на имплантаты проверяли с помощью рентген- диагностики.

Положение головок нижней челюсти после фиксации временных коронок длительного ношения проверяли по КЛКТ. Пространственные взаимоотношения элементов суставов соответствовали аналогичным значениям, зафиксированным на этапе определения терапевтической позиции



нижней челюсти и с фиксированной в полости рта позиционирующей окклюзионной шиной.

*Результаты динамического изменения биоэлектрического потенциала жевательных мышц.*

Для оценки хода лечения контрольные приемы назначали на 3 (после лечения на окклюзионной шине) и 6 (после 3 месяцев протезирования с использованием временных коронок) месяц после начала лечения. Производили расчет показателей симметричности работы левой и правой собственно жевательных и левой и правой височных мышц, а также среднюю биоэлектрическую активность (СрБЭА, мкВ) всех четырех мышц.

Результаты исследования показали, что значения средней биоэлектрической активности жевательных мышц (СрБЭА) в состоянии покоя, на момент обследования пациента до начала терапии составило 73,11. Спустя 3 месяца лечения было зарегистрировано снижение слабого уровня значимости на 6%. Через 6 месяцев использования окклюзионной шины согласно рекомендациям, уменьшение СрБЭА было более заметным и составило 13.

Исходное значение параметра симметричности работы собственно жевательных мышц составляло 94%. Через 3 месяца начала лечения наблюдалось незначительное увеличение этого показателя на 1%. Однако, спустя 6 месяцев, значительного увеличения показателя симметричности собственно жевательных мышц не было зафиксировано.

Средний показатель симметричности работы височных мышц также составлял 94%. Однако, через 3 месяца после начала лечения этот показатель увеличился на 2%, а через 6 месяцев наблюдался рост показателя симметричности на 3%. На основе проведенной униполярной электромиографии в таблице 21 приведены данные о работе жевательных мышц в состоянии покоя

**Таблица 21** - Показатели работы собственных жевательных и височных мышц в состоянии покоя по данным униполярной ЭМГ

| Показатель  | Срок наблюдения |                            |  |
|---|-----------------|----------------------------|--|
|   | До лечения      | 3 месяца (лечение на шине) | 6 месяцев (завершение лечения на временных коронках) |
| Средняя биоэлектрическая активность жевательных мышц (СрБЭА, мкА) | 73,11           | 68,36                      | 63,88  |
| Симметричность работы жевательных мышц                            | 94%             | 95%                        | 96%  |
| Симметричность работы височных мышц                               | 92%             | 94%                        | 95%  |

В начале обследования пациента до начала терапии показатель средней биоэлектрической активности (СрБЭА) при жевании был равен 245,08. Через 3 месяца ношения окклюзионной шины было зафиксировано положительное снижение этого показателя на 14%. По истечении 6 месяцев терапии, показатель СрБЭА при жевании снизился на 21%.

Показатель симметричности работы собственно жевательных мышц при жевании составлял 79%. Через 3 месяца после начала терапии показатель увеличился на 9%. Спустя 6 месяцев ношения окклюзионной шины, уровень симметричности работы собственно жевательных мышц увеличился на 13%.

Исходное значение параметра симметричности работы височных мышц при жевании составляло 78%. На 3 месяц лечения наблюдалось повышение симметричности работы височных мышц на 11%. По прошествии 6 месяцев значение показателя симметричности выросло на 14%. В таблице 22 приведены результаты работы жевательных мышц при жевании, полученные с использованием униполярной электромиографии.

**Таблица 22** – Показатели работы жевательных мышц при жевании по данным униполярной ЭМГ

| Показатель  | Срок наблюдения |                                  |  |
|---|-----------------|----------------------------------|--|
|   | До лечения      | 3 месяца<br>(лечение на<br>шине) | 6 месяцев<br>(завершение<br>лечения на<br>временных<br>коронках) |
| Средняя биоэлектрическая активность жевательных мышц (СрБЭА, мкА) | 245,08          | 209,66                           | 193,40   |
| Симметричность работы жевательных мышц                            | 79%             | 88%                              | 92%  |
| Симметричность работы височных мышц                               | 78%             | 89%                              | 92%  |

Согласно результатам исследования средней биоэлектрической активности (СрБЭА) при максимальном волевом сжатии челюстей, у пациентов до начала лечения значение этого показателя было равно 332,63. Спустя 3 месяца лечения с использованием окклюзионной шины было зафиксировано снижение показателя на 7%. Через 6 месяцев начала терапии СрБЭА при максимальном волевом сжатии челюстей сократилась на 8%.

Среднее значение показателя симметричности работы собственно жевательных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей составляло 83%. Через 3 месяца после начала лечения этот показатель значительно увеличился на 5%, через 6 месяцев – на 10%.

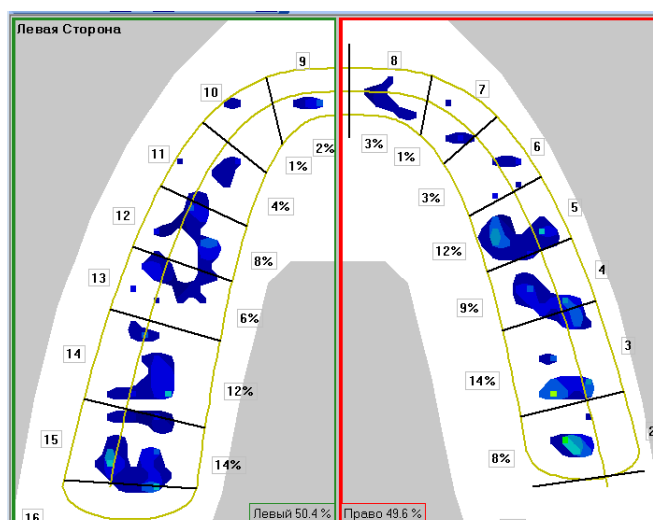
Средний показатель симметричности работы височных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей был равен 85%. Через 3 месяца после начала терапии наблюдалось увеличение симметричности на 5%. Спустя 6 месяцев значение данного показателя выросло на 9%.

В таблице 23 предоставлены показатели работы жевательных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей по результатам проведенной униполярной ЭМГ.

**Таблица 23** - Показатели работы жевательных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей по данным униполярной ЭМГ

| Показатель  | Срок наблюдения |                                  |  |
|---|-----------------|----------------------------------|--|
|   | До лечения      | 3 месяца<br>(лечение на<br>шине) | 6 месяцев<br>(завершение<br>лечения на<br>временных<br>коронках) |
| Средняя биоэлектрическая<br>активность жевательных мышц<br>(СрБЭА, мкА) | 332,63          | 309,00                           | 305,51   |
| Симметричность работы<br>жевательных мышц                               | 83%             | 88%                              | 93%  |
| Симметричность работы височных<br>мышц                                  | 85%             | 90%                              | 93%  |

Цифровой контроль окклюзии проводился на указанных сроках с использованием аппарата T-Scan (Рисунок 83).



**Рисунок 83** – Цифровая окклюзиограмма пациента В, после фиксации временных коронок длительного ношения

По результатам анализа цифровой окклюзии преждевременные контакты отсутствовали, отмечались множественные точечные окклюзионные контакты на функциональных бугорках.

При контрольном осмотре через 3 месяца после фиксации временных коронок длительного ношения значения доплеровской флоуметрии относительно первоначальных изменились соответственно: М, перф увеличился на 20,06%,  $\sigma$ , перф. вырос на 40,56%, значение Kv увеличилось на 1,53%.

**15. Постоянное протезирование**

По завершению этапа адаптации на временных коронках, приступали к постоянному протезированию керамическими коронками с опорой на зубы 1.6, 1.5, 1.4, 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3, 2.4, 2.6, 3.7, 3.6, 3.5, 3.4, 3.3, 3.2, 3.1, 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 и на дентальные имплантаты, установленные в позициях отсутствующих зубов 1.7, 2.5, 4.6, 4.7. Для изготовления керамических коронок, были получены оптические слепки зубных рядов пациента с фиксированными временными коронками и оптические слепки препарированных зубов. Виртуальные модели временных коронок были адаптированы к препарированным зубам пациента в компьютерной программе, после чего керамические коронки изготавливались методом компьютерного фрезерования полной анатомии без индивидуализации керамическими массами из дисиликата лития IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), таким образом, чтобы их геометрия полностью соответствовала геометрии временных коронок.



**Рисунок 84** – Фиксация постоянных коронок в полости рта пациента

Коронки на имплантаты фиксировались по способу винтовой фиксации, на зубы – по адгезивному протоколу, с помощью цемента двойного отверждения.

Фиксированные в полости рта пациента В керамические коронки представлены на рисунке 84, улыбка с фиксированными временными коронками – рисунок 85. Внешний вид пациента после фиксации временных коронок длительного ношения представлен на рисунке 86.



**Рисунок 85** – Фотография улыбки пациента после фиксации постоянных керамических коронок



**Рисунок 86** – Портретные фотографии пациент В после фиксации постоянных коронок: А - профиль слева; Б – анфас; В - профиль справа

Контроль фиксации коронок на имплантатах и отсутствие остатков цемента происходил с помощью рентген-диагностики (Рисунок 87). Контроль положения головок нижней челюсти и расстояние от их края до края височной кости производили по КЛКТ. Пространственные взаимоотношения элементов суставов соответствовали аналогичным значениям, зафиксированным на этапе определения терапевтической позиции нижней челюсти, с фиксированной в полости рта позиционирующей окклюзионной шиной, и временными коронками.



**Рисунок 87** – ОПТГ после фиксации постоянных коронок

По результатам изучения средней биоэлектрической активности жевательных мышц (СрБЭА) в состоянии покоя, ее значение на момент обследования пациента до фиксации коронок составило 63,88. Через 6 месяцев после фиксации постоянных коронок было зафиксировано уменьшение слабого уровня значимости на 13 и составило 59,74.

Значение параметра симметричности работы собственно жевательных мышц составляло 96%, на 6 месяц после фиксации постоянных коронок не отмечалось значимого увеличения показателя симметричности собственно жевательных мышц.

Среднее значение показателя симметричности работы височных мышц так же составляло 96%, а через 6 месяцев изменения показателя симметричности не было. Показатели работы жевательных мышц в состоянии покоя по данным униполярной ЭМГ представлены в таблице 24.

**Таблица 24** – Показатели работы жевательных мышц в состоянии покоя по данным униполярной ЭМГ

| Показатель | Срок наблюдения |             |
|------------|-----------------|-------------|
|            |                 | До фиксации |



|   | постоянных<br>коронки | после<br>фиксации |
|---|-----------------------|-------------------|
| Средняя биоэлектрическая активность жевательных мышц (СрБЭА, мкА) | 63,88                 | 59,74             |
| Симметричность работы жевательных мышц                            | 96%                   | 96%               |
| Симметричность работы височных мышц                               | 95%                   | 96%               |

В итоге по показателю средней биоэлектрической активности (СрБЭА) при жевании ее величина на момент обследования пациента после лечения на временных коронках и до фиксации постоянных составила 193,40. Через 6 месяцев после постоянного протезирования было зафиксировано положительное снижение указанного показателя на 28%.

Среднее значение показателя симметричности работы собственно жевательных мышц при жевании находилось в пределах 92%, на 6 месяц после начала ортопедического лечения на постоянных коронках показатель увеличился на 4%.

Средний показатель симметричности работы височных мышц при жевании находился в пределах 92%, работа височных мышц через 6 месяцев после начала терапии стала на 3% более симметричной. Результаты работы жевательных мышц при жевании по данным униполярной электромиографии представлены в таблице 25.

**Таблица 25** – Показатели работы жевательных мышц при жевании по данным униполярной ЭМГ

| Показатель  | Срок наблюдения                      |                                |
|---|--------------------------------------|--------------------------------|
|   | До фиксации<br>постоянных<br>коронки | 6 месяцев<br>после<br>фиксации |
| Средняя биоэлектрическая активность жевательных мышц (СрБЭА, мкА) | 193,40                               | 177,15                         |

|  |     |     |
|--|-----|-----|
| Симметричность работы жевательных мышц | 92% | 96% |
| Симметричность работы височных мышц    | 92% | 95% |

По данным изучения средней биоэлектрической активности (СрБЭА) при максимальном волевом сжатии челюстей, ее значение на момент обследования пациентов до начала лечения составило 305,51, спустя 6 месяцев после постоянного протезирования, СрБЭА при максимальном волевом сжатии челюстей снизилась на 9%.

Среднее значение показателя симметричности работы собственно жевательных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей имело значение 93%, 6 месяц после начала лечения показатель увеличился достоверно на 4%.

Среднее значение показателя симметричности работы височных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей составляло 93%. Через 6 месяцев прирост показателя симметричности составил 11%.

Показатели работы жевательных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей по данным униполярной ЭМГ представлены в таблице 26.

**Таблица 26** - Показатели работы жевательных мышц при максимальном волевом сжатии челюстей по данным униполярной ЭМГ

| Показатель  | Срок наблюдения                |                          |
|---|--------------------------------|--------------------------|
|   | До фиксации постоянных коронок | 6 месяцев после фиксации |
| Средняя биоэлектрическая активность жевательных мышц (СрБЭА, мкА) | 305,51                         | 302,03                   |
| Симметричность работы жевательных мышц                            | 93%                            | 97%                      |
| Симметричность работы височных мышц                               | 93%                            | 96%                      |

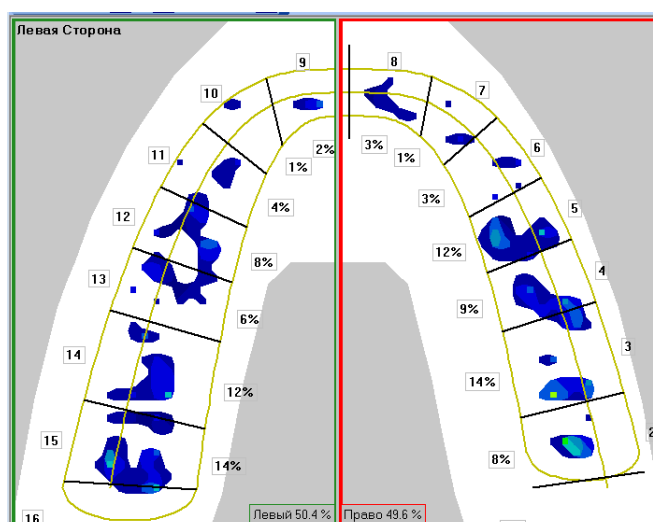
По завершению ортопедического лечения и фиксации керамических реставраций пациента приглашали на контрольный осмотр спустя 6 месяцев после фиксации и, соответственно, 12 после начала лечения. Результатами доплеровской флоуметрии значение перфузии (М, перф.) в процентном соотношении выросло на 22,8%, уровень интенсивности тканевого кровотока ( $\sigma$ , перф.) поднялся почти в 2 раза на 51,05%, процентный показатель коэффициента вариации увеличился на 2,75%. Динамические данные доплеровской флоуметрии на всем периоде лечения представлены в таблице 27.

**Таблица 27** – Показатели доплеровской флоуметрии в период лечения

| Срок       | Параметры микроциркуляции тканей пародонта |                      |       |
|------------|--|----------------------|-------|
|            | М, перф. ед.                               | $\sigma$ , перф. ед. | Kv, % |
| До лечения | 14,36                                      | 1,43                 | 10,21 |
| 3 месяца   | 16,11                                      | 1,69                 | 10,58 |
| 6 месяцев  | 17,24                                      | 2,01                 | 11,74 |
| 12 месяцев | 17,63                                      | 2,16                 | 12,96 |

Цифровой контроль окклюзии проводился на указанных сроках с использованием аппарата T-Scan (Рисунок 83).

Контроль проводился с использованием аппарата T-Scan (Рисунок 88).



**Рисунок 88** – Оклюзиограмма после фиксации постоянных керамических коронок

По результатам анализа цифровой окклюзии преждевременные контакты отсутствовали, отмечались множественные точечные окклюзионные контакты на функциональных бугорках. При сопоставлении цифровых диаграмм окклюзионных контактов временных коронок и постоянных, было выявлено их 100% соответствие.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Не смотря на ежегодное развитие мер по профилактике стоматологических заболеваний, частичное отсутствие зубов у населения мира достаточно велико и по различным данным составляет от 40 до 100% в некоторых странах. В свою очередь, наличие дефектов зубных рядов, ведет к необратимым процессам их деформации, что в свою очередь, способствует развитию патологии ВНЧС и жевательных мышц. Ортопедическая реабилитация указанного контингента лиц, достаточно сложная врачебная задача, требующая от специалиста определенных навыков и временных затрат. Разнообразие клинических симптомов, которые могут оказывать существенное влияние на общее состояние пациента, мышечно-суставная дисфункция ВНЧС является социально-значимым стоматологическим заболеванием, требующим новых подходов к диагностике и лечению. При определении лечебной тактики необходимо в первую очередь выяснить этиологические факторы, способствовавшие развитию заболевания, и на основании проведенной диагностики оценить степень изменения взаимного расположения элементов сустава. Лечение дисфункции ВНЧС всегда комплексное и, как правило, включает в себя два этапа: активное лечение и закрепление результатов изменения положения нижней челюсти. Для позиционирования нижней челюсти в терапевтической позиции используют окклюзионные шины. Цифровые технологии моделирования и производства зубных протезов, является неотъемлемой частью современной стоматологии. Основными способами цифрового производства стоматологических конструкций являются компьютерное фрезерование и объёмная печать. Однако, основной проблемой объёмной печати, являются конструкционные материалы, используемые в указанной технологии. Таким образом, привлечение современных компьютерных технологий производства и моделирования и поиск новых конструкционных материалов является актуальной задачей для повышения

качества диагностики и лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, дисфункции височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом.

Все выше сказанное явилось предпосылками к формулированию цели данного исследования - повышение эффективности ортопедического стоматологического лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом, окклюзионными шинами изготовленными методами компьютерного производства.

Для достижения поставленной цели были сформированы задачи, включающие лабораторно-экспериментальные исследования по изучению физико-механических свойств конструкционных материалов, используемых в технологии аддитивного производства окклюзионных позиционирующих шин; математический эксперимент по определению конструкционных особенностей позиционирующих зубных шин используемых для стоматологической реабилитации пациентов с патологией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом; разработку непосредственно конструкции указанных шин и клиническое исследование по подтверждению эффективности способа лечения указанных пациентов с помощью разработанных конструкций.

На первом этапе был проведен анализ информационных научных литературных источников, позволивший выявить наиболее популярные конструкционные материалы используемые в технологии производства окклюзионных шин методом объемной печати. Клиническое использование которых показало положительный эффект в лечении больных с повышенным мышечным тонусом, у которых сила оказываемого давления на конструкцию чрезмерная. Интересным оказался факт отсутствия на отечественном рынке соответствующих всем предъявляемым к окклюзионным шинам требованиям материалов. Однако, были выявлены отечественные материалы с заявленными производителем повышенными прочностными свойствами, клинические исследования которых ранее не проводилось. Причем один из выявленных

материалов используется для изготовления временных несъемных зубных протезов длительного использования.

Таким образом, было принято решение о проведении лабораторных исследований по изучению физико-механических свойств материалов отечественного производителя Harz Labs - Dental Clear Pro и Dental Sand Pro. В качестве эталона в данном исследовании, использовался наиболее прочный материал характеристики, которого подтверждены большим количеством научных исследований - Dental LT Clear Resin (Formlabs, США).

Для изучения физико-механических свойств исследуемых материалов были выбраны следующие методы: трехточечный изгиб, исследование твердости и исследование трибологических свойств. В результате были определены следующие параметры, характеризующие качество изготавливаемых конструкций: прочность при изгибе, деформация разрушения при изгибе, модуль упругости при изгибе, твердость, коэффициент трения, истераемость. Для определения долгосрочной перспективы клинического применения указанных материалов, аналогичные исследования проводились после форсированного старения, имитирующего нахождение конструкции в полости рта в течении года.

Все образцы исследуемых материалов готовились в соответствии с рекомендациями фирм производителей на специализированном оборудовании. Всего в лабораторно-экспериментальном исследовании было изучено 90 образцов конструкционных материалов.

Определение механических свойств в испытаниях на изгиб проводилось в соответствии с ГОСТ 31572-2012 на универсальной испытательной машине Instron 5982. Твердость материалов определяли в соответствии ГОСТ 4670-2015 на испытательной машине Instron 5965. Испытание на износостойкость проводили на универсальном приборе Thermo Scientific UMT-3. Старение материалов имитировали по стандарту ASTM F1980 применяя теорию Аррениуса.

По совокупности данных, полученных при испытаниях на статический изгиб можно рекомендовать для использования все исследованные материалы, так как их свойства соответствуют требованиям ГОСТ по параметрам прочность и модуль упругости. Однако, учитывая низкую деформацию разрушения материала Dental Sand Pro можно рекомендовать не использовать его в конструкциях, испытывающих в процессе эксплуатации значительные деформации.

Из полученных данных о твердости следует, что поскольку разница для всех исследованных образцов не превышает 5 Н/мм<sup>2</sup>, все они, могут считаться равнозначно пригодными при использовании для изготовления во временных стоматологических конструкциях.

Трибологические исследования выявили несущественные различия между исследованными материалами. Из полученных данных видно, что наиболее износостойким можно считать материал Dental Clear Pro, хотя его преимущество перед другими исследованными материалами невелико, линейный износ отличается не более чем на 100 мкм/км, а удельный износ не более чем на  $0,5 \times 10^{-4}$  мм<sup>3</sup>/(Н×м).

По результатам исследований динамики изменения механических свойств материалов, подвергнутых форсированному старению методами трехточечного изгиба и определения твердости методом вдавливания шарика обнаружено, что у материала Dental Sand Pro коэффициенты старения для большинства исследованных параметров больше 0,5 он не может быть использован во стоматологических конструкциях сколько-нибудь длительное время. Материал Dental LT Clear Resin, хоть и показал хорошую устойчивость к старению, но по большинству исследованных параметров имеет большой разброс экспериментальных результатов, что может свидетельствовать о его неоднородности, которая может в отдаленной перспективе привести к негативным последствиям (преждевременному выходу конструкции из строя). Поскольку коэффициенты старения для образца Dental Clear Pro для всех



исследованных параметров занимают промежуточное положение, это делает его наиболее сбалансированным из изученных материалов.

На втором этапе исследования решалась задача влияния конструкционных особенностей окклюзионных шин, изготовленных методом объемной печати, на биомеханические характеристики зубов нижней челюсти, пародонтального комплекса и костную ткань, посредством анализа напряженно-деформированного состояния (НДС).

В качестве исходных данных для проведения исследования рассматривали компьютерную томограмму (КТ) челюстей пациента, состоящую из 550 снимков формата DICOM с размером вокселя  $0.2 \times 0.2 \times 0.2$  мм. При анализе клинической картины, выявлены: непрерывность зубных рядов верхней и нижней челюстей, дистопия резцов нижней челюсти в переднезаднем положении, а также их скученность. На основе полученных данных была создана 3-х мерная конечно-элементная модель нижней челюсти, включающая 14 зубов и их периодонтальную связку (ПДС). Рассматривался вариант установки съемной персонализированной шины на весь зубной ряд НЧ, изготовленной способом 3D-печати. Окклюзионная шина моделировалась на виртуальных моделях челюстей с зубными рядами полученных путем совмещения данных КТ и внутриротового сканирования. Полученная виртуальная модель шины экспортировалась в программный комплекс 3-matic 6.1 в формате STL, где совмещалась с созданной моделью нижнего зубного ряда.

Материал всех компонентов модели моделировался как изотропный однородный линейно-упругий. Для материала шины заданы средние значения, полученные в ранее проведенных испытаниях по изучению физико-механических свойств конструкционных материалов.

Основной задачей исследования являлось определение значений расчетных параметров для компонентов модели от действия функциональной нагрузки. Величина и распределение функциональной нагрузки определялись с использованием программно-аппаратного комплекса T-Scan III (TekScan, USA),

применяющейся для анализа окклюзионных контактов и относительной окклюзионной силы, которая регистрируется внутриротовым способом с помощью сенсорного датчика.

Измерение функциональной нагрузки проводилось в три этапа: без шины, с шиной, установленной непосредственно после изготовления, с шиной пришлифованной по результатам цифрового анализа окклюзии.

По результатам проведенного исследования были сделаны выводы, что используемая технология математического моделирования, позволяет учитывать индивидуальные геометрические характеристики компонентов челюсти (зубов, периодонта и зубных рядов, в целом) конкретного пациента при планировании стоматологического ортопедического лечения парафункции мышц жевательной мускулатуры.

Результаты проведенного исследования доказали эффективность использования шины с целью изменения распределения функциональной нагрузки при лечении пациентов с парафункцией мышц жевательной мускулатуры. А, также, установлена потенциальная применимость используемых конструкционных материалов в качестве материалов шины для лечения парафункции жевательных мышц. Однако требуется проведение дополнительных исследований, учитывающих различные условия нагружения, возникающих при работе челюсти (процессы откусывания, одностороннего жевания).

Так же проведенное исследование выявило значительный недостаток в определении абсолютных значений давления, оказываемого на зуб, несмотря на возможность аппарата T-scan III регистрировать графическую силу и площадь окклюзионных контактов.

Для решения поставленной задачи нами был предложен способ определения давления, оказываемого на зуб при окклюзии зубных рядов, который в последствии применялся в проведенном клиническом исследовании (Патент РФ 2693129 от 02.07.2019 на изобретение «Способ определения давления, оказываемого на зуб при окклюзии зубных рядов»).

В результате анализа литературных источников и проведенных механических, и математических экспериментов, были сформулированы основные требования, предъявляемые к позиционирующим окклюзионными шинам изготавливаемых методами компьютерного моделирования и объемной печати, в протоколе лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной гипертонусом жевательных мышц. Что позволило разработать конструкцию шины и способ лечения указанного контингента лиц. На что были получены патенты РФ на изобретения: «Стоматологическая шина для иммобилизации зубов у пациентов с повышенным тонусом жевательных мышц» Патент РФ №2694503 от 15.07.2019 и «Способ лечения пациентов с болезнями пародонта осложненными явлениями мышечно-суставной дисфункцией» Патент РФ № 2696235 от 31.07.2019.

Разработанный протокол включал в себя следующие этапы:

1. Осмотр.
2. ЭЭГ. Для исключения из патогенеза бруксизма соматоформного компонента, пациенту проводят электроэнцефалограмму.
3. ЭМГ. Для регистрации состояния электромышечного потенциала и симметрии работы мышц, проводят электромиографию височных и собственных жевательных мышц.
4. Цифровой анализ окклюзии.
5. КЛКТ ВНЧС. Проводился для определения исходного пространственного положения элементов височно-нижнечелюстного правого и левого сустава в открытом состоянии и в привычной для пациента окклюзии.
6. Получение оптических слепков.
7. Определение терапевтической позиции нижней челюсти.
8. Моделирование позиционирующей окклюзионной шины.
9. Изготовление позиционирующей окклюзионной шины.
10. Цифровой анализ окклюзии. После припасовки шины в полости рта проводится оценка окклюзионных контактов на её окклюзионной поверхности

с помощью аппарата T-Scan. Полученные данные, соотносятся данными окклюзии зубных рядов пациента без шины, в случае не соответствия, проводят избирательное пришлифовывание шины до равномерного распределения окклюзионных контактов по всей поверхности шины.

11. КЛКТ ВНЧС.

12. Позиционирующий период лечения. После коррекции окклюзионной поверхности шины шина фиксируется в полости рта пациента. Для достижения терапевтического эффекта, а именно, перестройки мягкотканых элементов ВНЧС и мышечного тонуса, рекомендуемое минимальное ежедневное время экспозиции шины восемь часов, с обязательным ношением в ночное время. Мониторинг лечения осуществляется посредством ЭМГ, КЛКТ ВНЧС и цифрового анализа окклюзии. Средне время периода 3 месяца.

13. Дентальная имплантация.

14. Временное протезирование. Осуществляется через 3 месяца после лечения с применением позиционирующей зубной шины. Временные коронки длительного ношения изготавливаются в том же пространственном соотношении челюстей, как и при фиксации шины, методом компьютерного моделирования и фрезерования. Контроль протезирования осуществляется посредством ЭМГ, КЛКТ ВНЧС и цифрового анализа окклюзии.

15. Постоянное протезирование. Осуществляется через 3 месяца после лечения с применением временных коронок длительного ношения. Постоянные керамические коронки изготавливаются методом компьютерного фрезерования виртуальной модели, полученной по оптическим оттискам временных коронок в том же пространственном взаимоотношении челюстей.

В клиническом исследовании по подтверждению эффективности разработанного протокола лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной гипертонусом жевательных мышц, приняло участие две группы пациентов по 35 человек, отобранных в соответствии с критериями включения в исследование. Пациентам первой группы позиционирующие окклюзионные шины

изготавливали из материала Dental Clear Pro, пациентом второй группы из конструкционного материала для временных коронок длительного ношения Dental Sand Pro.

На этапе формирования клинических групп все пациенты проходили стоматологическое обследование, состоящее из опроса, основных и дополнительных методы. Осмотр заключался в пальпации собственных жевательных, височных и крыловидночелюстных мышц, поднижнечелюстных, подподпородочных, передних шейных и затылочных лимфатических узлов, мест выхода на кожу веточек тройничного нерва, передних и нижних стенок гайморовых и лобных пазух. Пальпации и аускультации височно-нижнечелюстного сустава. Визуальной оценки симметрии лица и положения нижней челюсти, состояния кожных покровов, слизистых оболочек преддверия и собственной полости рта, языка, уровень прикрепления уздечек и слизистых тяжей. Пальпации и оценки характера секрета крупных слюнных желез. Первоначальное наличие мишечно-суставной дисфункции определяли с помощью Гамбургского теста, при наличии всех отрицательных ответов, пациентов не включали в группы исследования. Гигиеническую оценку состояния полости рта проводили с помощью индекса эффективности гигиены полости рта РНР. Пародонтологическое состояние оценивали, применяя папиллярно-альвеолярно-маргинальный индекс (РМА), с помощью определения глубины пародонтальных карманов специальным зондом, а также, определяя подвижность зубов по Энтину. Пациенты со средней и тяжелой формами пародонтита в исследование не включались.

Определение терапевтической позиции нижней челюсти выполнялось на фоне проведенной миорелаксации жевательных мышц прибором U-DENT (Нейротех, Россия) с использованием листового калибратора Джона Коиса и джига Люсиа. Контроль правильности определение положения нижней челюсти осуществляли с помощью кинезиопроб скелетной мускулатуры и КЛКТ ВНЧС в закрытом состоянии.

Так же всем пациента, как на этапе формирования клинических групп, так и на этапах проводимого лечения – 3, 6 и 12 месяцев, проводили специальные и дополнительные методы исследования, такие как, компьютерная томография челюстей и ВНЧС в открытом и закрытом состояниях, аппаратное определение окклюзии, электроэнцефалография, электромиография, доплеровская флоуметрия. Регистрацию гемодинамических показателей микроциркуляторного русла исследовании тканей пародонта в представленном проводили с помощью лазерного анализатора тканевого кровотока «Минимакс-Допплер-К». Для корректной работы местом расположения датчика служит переходная складка, при этом датчик не должен быть плотно прижат к слизистой, во избежание нарушения кровотока и иметь возможность перемещения под углом в диапазоне 25-65 градусов. Для выполнения данных требований, а также, для репрезентативности исследований на всех этапах исследований, в процессе выполнения диссертационной работы были разработаны устройства и способ мониторинга гемодинамики тканей пародонта, абсолютная новизна которых была подтверждена патентами РФ на изобретения («Устройство для мониторинга гемодинамики тканей пародонта» Патент РФ 2747386 от 04.05.2021 и «Способ мониторинга гемодинамики тканей пародонта» Патент РФ 2738729 от 16.12.2020).

Оценку состояния позиционирующих окклюзионных шин, после клинического применения, проводили визуально и с помощью цифровых технологий сравнивая данные до начала лечения и через 3 месяца после ежедневного использования. Объективная оценка изменений в конструкции шины заключалась в сопоставлении виртуальных моделей шины, полученных методом объемного сканирования в начале и в конце лечения. Оценка глубины фасеток стираемости проводилась в трех точках, наиболее подвергаемых силовым нагрузкам: в местах контактов шины с медиальным щечным бугорком первых моляров верхней челюсти справа и слева, и в месте контакта шины с медальными углами режущих краев первых верхних резцов. В случае обнаружения разницы значений, выходящих за пределы допустимой при

сканировании погрешности в 0,02 мм результаты, фиксировались в таблице и подвергались статистической обработке определяя величину среднего отклонения от данных величин и доверительный интервал между группами исследования, согласно параметрическому t-критерию Стьюдента.

В результате проведенных клинических исследований были получены следующие данные.

Выраженность гипертонуса жевательных мышц уменьшалась уже к концу 3 месяца лечения при помощи репозиционирующих окклюзионных шин. Через 6 месяцев лечения, к моменту окончания срока использования шины и на момент фиксации временных реставраций, величина средней БЭА уменьшилась в обеих группах исследования, однако в меньшей степени, чем за первые 3 месяца. После ношения провизорных реставраций и фиксации постоянных ортопедических конструкций, снижение тонуса мышц было незначительным. На основании полученных результатов можно сделать вывод об уменьшении степени выраженности гипертонуса жевательных мышц после нормализации и стабилизации окклюзии с применением позиционирующих окклюзионных шин.

Согласно полученным данным, наибольшая асимметрия в сокращении жевательных и височных мышц наблюдалась в процессе жевания вследствие влияния, сформировавшегося вследствие окклюзионной дисгармонии митотического рефлекса. Наименьшая асимметрия наблюдалась в состоянии относительного физиологического покоя. По прошествии 3 месяцев с момента начала лечения, произошло значительное восстановление симметричности сокращений мышц, поднимающих нижнюю челюсть. По окончании курса шина-терапии с применением репозиционирующих шин (6 месяцев с момента начала лечения), восстановление симметричности было незначительным, как и после завершения лечения фиксацией постоянных ортопедических конструкций. Из вышеизложенного следует, что именно шина-терапия играет решающую роль в стабилизации окклюзии и является обязательным этапом

комплексного лечения пациентов с патологией окклюзионно-мышечно-суставного комплекса.

Значения перфузии, уровня интенсивности тканевого кровотока и коэффициент вариации имели тенденцию к увеличению с течением времени активного лечения. На 3 месяц ношения репозиционирующих шин значения исследуемых величин уже превысили доверительный интервал и были достоверно больше исходных, что свидетельствует об улучшении микроциркуляции тканей пародонта.

Проведенное исследование дает основания полагать, что ортопедическое лечение пациентов с бруксизмом, с применением стабилизирующих окклюзионных шин, приводит к нормализации окклюзии и восстановлению нормальной микроциркуляции тканей пародонта.

Значительных изменений количества окклюзионных контактов при помощи аппарата T-Scan III (TekScan, США). не выявили. В обеих группах оно соответствовало количеству выявленных сколов материала шины. Средняя площадь окклюзионных контактов увеличилась после ношения шин во всех случаях. Различий в среднем приросте площади окклюзионных контактов в группах исследования выявлено не было.

Стоит отметить, что в первой группе пациентов, которым каппы изготавливали из материала Dental Clear Pro, средняя глубина фасеток стираемости была меньше, чем во второй группе, пациентам которой изготавливали шины из материала Dental Sand Pro ( $P < 0,05$ ).

Отсутствие выраженной стираемости окклюзионной поверхности капп в совокупности с отсутствием изменений в окклюзионной схеме, полученной при помощи аппарата T-Scan III (TekScan, США) до и после лечения, позволяет сделать выводы, с одной стороны, о сбалансированности окклюзионных сил во время лечения, и, с другой стороны, о высокой клинической эффективности окклюзионных шин, изготовленных методом 3D-печати из материалов Dental Clear Pro и Dental Sand Pro для лечения пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией ВНЧС, осложненной бруксизмом.



Таким образом, по результатам проведённой диссертационной работы, можно заключить, что достигнута основная цель, а именно, повышение эффективности ортопедического стоматологического лечения пациентов с частичным отсутствием зубов, дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом, окклюзионными шинами изготовленными методами компьютерного производства.

## ВЫВОДЫ

1. Изучены физико-механические свойства стоматологических конструкционных материалов, используемых в аддитивных технологиях производства окклюзионных шин:

- по параметру прочность, материал, Dental Clear Pro на  $40 \pm 5,8$  МПа превосходит Dental Sand Pro и Dental LT Clear Resin.

- по параметру твердость, показатель всех изученных лежит в диапазоне 90-100 Н/мм<sup>2</sup>, с разницей, не превышающей 5 Н/мм<sup>2</sup>, позволяющей считать их равнозначными при использовании для изготовления стоматологических конструкций.

- по параметру износостойкости, линейный износ материала Dental Clear Pro отличается от аналогичных показателей, на 100 мкм/км, а удельный износ на  $0,5 \times 10^{-4}$  мм<sup>3</sup>/(Н×м).

- изученные материалы по физико-механическим свойствам соответствуют требованиям ГОСТ 31572-2012 и могут использоваться в производстве окклюзионных шин для пациентов с гипертонусом жевательных мышц.

2. Изучены физико-механические свойства стоматологических конструкционных материалов, используемых в аддитивных технологиях производства окклюзионных шин после форсированного теплового старения:

- по параметру прочность, материал, Dental Clear Pro на  $12,3 \pm 5,4$  МПа превосходит Dental LT Clear Resin, и на 41,7 МПа Dental Sand Pro.

- по параметру твердость, показатель материала Dental Sand Pro на  $45,8 \pm 4,4$  Н/мм<sup>2</sup> ниже, чем у Dental Clear Pro и Dental LT Clear Resin.

- по параметру износостойкости,

- основные механические параметры материала Dental Sand Pro, а именно, прочность и модуль упругости, после ускоренного старения упали значительно ниже требований ГОСТ 31572-2012.

- наиболее сбалансированным из изученных материалов является Dental Clear Pro, поскольку, его коэффициенты старения для всех исследованных

параметров занимают промежуточное положение и превосходят требования регламентированными ГОСТ.

3. Наличие равномерных окклюзионных контактов в конструкции шины обеспечивает более равномерное распределение жевательной силы на зубы и ткани пародонта, величина которой в 1.5 раза ниже, чем в случае отсутствия шины, изменения в распределении и общей величине функциональной нагрузки приводят как к достижению требуемого терапевтического эффекта, так и снижению нагрузки на отдельные участки зубного ряда и ткани пародонта, не провоцируя осложнений.

4. По результатам математического эксперимента, можно определить, что для полученного уровня напряжений (2.8 МПа) количество циклов нагружения до поломки у пациента, не страдающего гиперфункцией жевательных мышц составит более 10 млн, тогда как, при парафункции шина сохраняет свою функциональность на период эксплуатации до 6 месяцев.

5. По результатам данных математического моделирования и проведенных физико-механических испытаний разработана окклюзионная зубная шина, для лечения пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава осложненной бруксизмом, имеющая в своей конструкции искусственные отсутствующие зубы, отпечатки зубов антагонистов и наклонные пелоты, направляющие и ограничивающие движение нижней челюсти в трансверсальном направлении (Патент РФ №2694503 от 15.07.2019).

6. Предложенный протокол клинического применения позиционирующих окклюзионных зубных шин в лечении пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом, включает этапы моделирования и производства шин, позиционирования нижней челюсти, временное и постоянное протезирование (Патент РФ № 2696235 от 31.07.2019).

7. В результате клинического применения разработанных конструкций, позиционирующих окклюзионных шин в протоколе лечения пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного

сустава, осложненной бруксизмом, биоэлектрическая активность жевательных мышц в состоянии покоя снизилась на  $17\% \pm 3,19\%$ , при максимальном волевом сжатии на  $13\% \pm 5,00\%$ , при жевании на  $19\% \pm 6,34\%$ , тогда как, средний показатель симметричности собственно жевательных мышц вырос на  $8\% \pm 13,74\%$ , а височных мышц – на  $11\% \pm 14,10\%$ , что подтверждает ведущую роль шино-терапии в ортопедической реабилитации профильного пациента.

## ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. В клиническом протоколе ортопедической стоматологической реабилитации пациентов с частичным отсутствием зубов и и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом, обязательным является позиционирующий этап с использованием окклюзионных шин.
2. По своим физико-механическим свойствам, отечественный материал Dental Clear Pro является оптимальным для изготовления позиционирующих окклюзионных шин в протоколе ортопедической реабилитации пациентов с частичным отсутствием зубов и дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, осложненной бруксизмом.
3. Минимальная толщина окклюзионной шины изготовленной методом объемной печати должна составлять не менее 3 мм.
4. При использовании окклюзионной шины у пациентов с болезнями пародонта, нижняя граница шины должна располагаться на 2 мм выше маргинальной десны, перекрывая экватор и жевательную поверхность моляров, премоляров и режущие края резцов и клыков.
5. Позиционирующая окклюзионная шина, используемая на этапах лечения у пациентов с частичным отсутствием зубов должна в своей конструкции содержать искусственные отсутствующие зубы.
6. Окклюзионная поверхность шины должна иметь отпечатки зубов антагонистов, при этом, толщина шины, располагающейся на окклюзионной поверхности зубных рядов, и расположение отпечатков зубов антагонистов определяются врачом-стоматологом по индивидуальным особенностям пациента, исходя из разницы высоты нижнего отдела лица при центральном соотношении челюстей и терапевтической позиции нижней челюсти.
7. Позиционирующая зубная шина, при отсутствии фиксации боковых движений, на окклюзионной поверхности помимо отпечатков зубов антагонистов должна содержать в своей конструкции наклонные пелоты,

направляющие и ограничивающие движение нижней челюсти в трансверсальном направлении.

8. После постпечатной обработки шины, необходимо корректировать на ее поверхности площадь и силу окклюзионных контактов в соответствии с аналогичными значениями зубных рядов, определенных аппаратным методом, способом избирательного пришлифованная.

9. Для точности, динамического контроля и репрезентативности проведения лазерной доплеровской флуометрии микроциркуляторного русла тканей пародонта целесообразно использовать индивидуальное устройство для мониторинга гемодинамики тканей пародонта (Патент РФ 2747386 от 04.05.2021).

10. Для определения резервных сил пародонта, путем объективной оценки жевательного давления, оказываемого на зуб у стоматологических пациентов, целесообразно использовать цифровые методы определения окклюзионных контактов по предложенному способу (Патент РФ 2693129 от 02.07.2019).

**СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ**

**ВНЧС** - височно-нижнечелюстной сустав

**МСД ВНЧС** – мышечно-суставная дисфункция височно-нижнечелюстного сустава

**ДВНЧС** – дисфункция височно-нижнечелюстного сустава

**СТАР** – Стоматологическая ассоциация России

**ВОЗ** – Всемирная организация здравоохранения

**ЦНС** – центральная нервная система

**ММА**- метилметакрилат

**ПММА** – полиметилметакрилат

**EGDMA** – этиленгликоль диметакрилат

**МРТ** - магнитно резонансная томография

**УЗИ** - ультразвуковое исследование

**ТРГ** - телерентгенография

**КЛКТ** - конусно-лучевая компьютерная томография

**ЭМГ** - электромиография

**ЧЛО** - челюстно-лицевая область

**CAD-CAM** - Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture  
(компьютерное моделирование/компьютерное изготовление)

**CAM** – Computer-aided manufacturing (компьютерное изготовление)

**CAD** – Computer-Aided Design (компьютерное моделирование)

**CEREC** – chairside economical restoration of esthetic ceramics (клиническая экономичная реставрация из эстетической керамики)

**ABS** - сополимер акрилонитрила, стирола и бутадиена

**SLA** - лазерная стереолитография— технология 3D-печати, основанная на послойном отверждении жидкого материала под действием луча лазера

**SLS** – Selective Laser Sintering технология аддитивного производства, основанная на послойном спекании порошковых материалов (полиамиды, пластик) с помощью луча лазера

**STL** - STereoLithography - объемная литография

**SLM** - селективное лазерное сплавление



**СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Аболмасов Н. Г., Аболмасов Н. Н., Бычков В. А., Аль-Хакиим А., Ортопедическая стоматология// МЕДпресс - информ, Москва, 2007 г., С. 84-89.
2. Агаджанян Э. Г., Савинов А. О. Ортокраниодонтия – выход в космос, или возможности, от которых кружится голова// Дентал Юг; 35, 2011г, С.8 – 10
3. Адоньева А.В., Ильин А.А., Щелкунов К.С. Репозиционная сплент-терапия в комплексном лечении вправляемого смещения суставного диска височно-нижнечелюстного сустава// Journal of Siberian Medical Sciences, 2015, №2, С. 22-24.
4. Азиев Т.В. Эффективность применения ультразвуковой системы регистрации движений нижней челюсти Arcus digma (KAVO) на этапе диагностики и лечения функциональных нарушений височно-нижнечелюстного сустава / Т.В. Азиев, З.А. Матаев, М.В. Гомон // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Медицина. – 2008. – № 2. – С. 33-38.
5. Актуальные вопросы лучевой диагностики повреждений височно-нижнечелюстного сустава / А.П. Дергилев, Я.Л. Манакова, О.А. Данченко [и др.] // Сибирский медицинский журнал. – 2010. – Т. 25, № 3, Вып. 2. – С. 84-85.
6. Аль-Ани М.З. и др. Стабилизирующая сплент-терапия при синдроме дисфункции височно-нижнечелюстной боли // Cochrane Database Syst. Rev. 2016. № 1. pp. CD002778.
7. 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.
8. Антоник, М.М. Компьютерные технологии комплексной диагностики и лечения больных с патологией окклюзии зубных рядов, осложненной мышечно-суставной дисфункцией: автореф. дис. ... д-ра мед. наук / М.М. Антоник. – М., 2012, С. 43.

9. Антоник М. М. Виртуально-реальная методика диагностики, планирования и ортопедического лечения больных с окклюзионными нарушениями, осложненными мышечно-суставной дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава//Клинические исследования, 2012, С.17-22
- 10.Апресян С.В., Степанов А.Г., Антоник М.М., Дегтярёв Н.Е., Кравецкий П.Л., Лихненко М.Н., Малазония Т.Т., Саркисян Б.А. Комплексное цифровое планирование стоматологического лечения (практическое руководство) / под общей редакцией С. В. Апресяна. - М.: Мозартика, 2020. - 400 с.
- 11.Апресян С.В., Степанов А.Г., Варданын Б.А. Цифровой протокол комплексного планирования стоматологического лечения. Анализ клинического случая // Стоматология. - 2021. - № 100 (3). - С. 65-71.
- 12.Апресян С.В., Суонио В.К., Степанов А.Г., Ковальская Т.В. [Оценка функционального потенциала САD-программ в комплексном цифровом планировании стоматологического лечения. Российский стоматологический журнал.](#) 2020; 24(3), С.131-134.
13. Арапова И. А., Кучерова П. А. 3D печать в челюстно-лицевой хирургии, Специализированный медицинский журнал Главный врач Юга России//Стоматология, №58, 2017, С.13-17
- 14.Арсенова, И.А. Роль лучевых методов диагностики и магнитно- резонансной томографии при повреждениях височно-нижнечелюстного сустава / И.А. Арсенова, Я.Л. Манакова, В.С. Кузнецов // Клиническая стоматология. – 2010. – № 2. – С. 42-46.
15. Д.С. Комплексная диагностика и планирование лечения взрослых пациентов с зубочелюстными аномалиями и дефектами зубных рядов // Автореф. дис. канд. мед. наук М., 2006 - С.22.
16. Арутюнов С.Д., Хватов И.Л., Арутюнов Д.С., Набиев Н.В. Диагностика дисфункций височно-нижнечелюстного сустава на основе графической регистрации движений нижней челюсти // Стоматология 2003. - № 1 (Том 82). - С.27-33.

17. Арутюнов С.Д., Бурлуцкая С.И., Тупикова Л.Н. и др. Ортопедическая стоматология, Москва, 2011, С. 63-70.
18. Бадалян Л.О., Скворцов И.А. Клиническая электронейромиография// М.: Медицина, 1986. С. 376.
19. Баданин В. В. Диагностика функциональных нарушений височно-нижнечелюстного сустава с применением компьютерной и магнитно-резонансной томографии и их ортопедическое лечение //Институт стоматологии. -2000. -№1. С. 34-36.
20. Баданин В.В. Нарушение окклюзии основной этиологический фактор в возникновении дисфункций височно-нижнечелюстного сустава // Стоматология. - 2000.- Т.79, № 1.- С. 39-41.
21. Баданин В. В., Воробьев Ю. В., Морозова Т. В. Методы лучевой диагностики (КТ, МРТ и ультрасонография) при заболеваниях височно-нижнечелюстного сустава // Труды 7 Всероссийского съезда стоматологов.1. М., 2001.- С. 146-148.
22. Баданин В.В., Воробьев Ю.И., Соловьев А.В. Модифицированные проекции компьютерной томографии в диагностике заболеваний височно-нижнечелюстного сустава // Медицинская визуализация. - 2001.- № 4.- С. 44-49.
23. Батов Р.В., Бутков Д.С., Степанов А.Г. Оценка влияния окклюзионной терапии с применением стабилизирующих ионных шин на функциональное состояние жевательной мускулатуры у пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава. // Маэстро стоматологии. – 2022. - №1 (77). – с. 63-71.
24. Бекреев, В.В. Возможности ультразвукового исследования в контроле эффективности лечения подвывиха суставного диска височно-нижнечелюстного сустава / В.В. Бекреев, М.Е. Квиринг, С.А. Рабинович // Клиническая стоматология. – 2008. – № 3. – С. 54-57.
25. Бекреев В. В., Диагностика и комплексное лечение заболеваний височно-нижнечелюстного сустава, дисс. док мед. наук, Москва, 2018, С. 34-38

- 26.Бейранович С.В., Филимонова О.И. Современный взгляд на этиопатогенез дисфункциональных расстройств височно-нижнечелюстного сустава. Кубанский медицинский вестник. 2018; № 5, С.164-170.
- 27.Богатырева Р. М. Разработка нового диагностического комплекса для оценки функционального состояния жевательного аппарата у пациентов с хроническим пародонтитом //Автореф. дисс... канд. мед. наук. – 2019.
- 28.Болевая дисфункция височно-нижнечелюстного сустава / М.Н. Пузин, Л.Т. Мухлаев, В.М. Корнилов, Р.А. Пшепий, А.А. Бердиев// Российский стоматологический журнал. - 2002.- № 1.- С. 31-36.
- 29.Бородина И.Д., Апресян С.В., Степанов А.Г., Бутков Д.С., Саносян Г.В. Профилактика гипертонии жевательных мышц при комплексном стоматологическом лечении // Стоматология. 2023; 102(5):41-45. <https://doi.org/10.17116/stomat202310205141>
30. Бронин Ф. А. Ваккум-формер в стоматологии. Принципы работы и примеры использования. Электронный ресурс [www.bsr3m.ru](http://www.bsr3m.ru)
31. Брутян Л.А. Совершенствование методов диагностики и лечения пациентов с генерализованным декомпенсированным повышенным стиранием зубов // Автореф. дисс... канд. мед. наук. – 2019.
32. Буланова Т.В. Стандартизация протокола магнитно-резонансной томографии височно-нижнечелюстных суставов. Часть II // Вестник рентгенологии и радиологии. -2004.- № 2.- С. 20-25.
33. Буланова Т.В. Магнитно-резонансная томография в диагностике заболеваний и травм височно-нижнечелюстных суставов: Автореф. дисс. д-ра мед. наук. - М., 2005.- 40 с.
34. Булычева Е.А. Изучение функциональных нарушений жевательных мышц у больных с заболеваниями височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС) // Стоматология 2006: Материалы 8 ежегодного научного форума. - М., 2006.- С. 189-191.

35. Булычева Е. А. Обоснование психосоматической природы расстройств височно-нижнечелюстного сустава, осложненных парафункциями жевательных мышц, и их комплексное лечение// Стоматология. - 2006,-Т. 85, №6. – С. 58-61.
36. Булычева Е.А. Клиническая картина, диагностика и лечение заболеваний височно-нижнечелюстного сустава, осложненных парафункциями жевательных мышц // Стоматология. - 2007.- Т.86, № 6.- С. 79-83.
37. Булычева, Е.А. Изучение рентгенологических изменений при дисфункциях височно-нижнечелюстных суставов, осложнённых парафункцией жевательных мышц / Е.А. Булычева // Институт стоматологии. – 2008. – № 1. – С. 44-47.
38. Вестерсунд К. Нехирургическое лечение дисфункции ВНЧС// «Dental Market». -2013. - №2. С.74-76
39. Вельмакина И. В. Разработка и внедрение методики ранней диагностики синдрома мышечно-суставной дисфункции височно-нижнечелюстного сустава// дисс. канд. мед. наук., Нижний Новгород, 2016, С. 45-52
40. Возможности ультрасонографии при визуализации суставного диска височно-нижнечелюстного сустава / И.Ю. Лебеденко, Т.В. Морозова, В.В. Баданин, Г.Т. Синюкова, В.Н. Шолохов // Труды 7 Всероссийского съезда стоматологов. - М., 2001.- С. 189-190.
41. Гаврилов Е.И., Пантелеев В.Д. Клинические формы парафункций жевательных мышц // Стоматология. - 1987.- Т.66, №4,- С. 40-42.
42. 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.
43. 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

44.Гаджиев М. А., Сравнительные испытания объемных и поверхностных механических свойств материалов для стоматологических конструкций, полученных с помощью аддитивных технологий, Нано-индустрия, том 14, №3-4, 2021, С. 196-208

45. Гажва С.И., Зызов Д.М., Шестопапов С.И. и др. Распространенность патологии височно-нижнечелюстного сустава у пациентов с частичной потерей зубов. Современные проблемы науки и образования. 2015; № 6.

46. Галонский В. В., Сурдо Э. С., Чернов В. Н., Мирзоева М. С., Карнаева А. Б. Цифровые технологии в ортопедической стоматологии – современное состояние вопроса в России. Эволюционные этапы развития и совершенствования технологий изготовления зубных протезов (обзор литературы)//Проблемы стоматологии, том 18, №1, 2022

47.Гвасалян, Л.В. Сравнительная оценка аппаратных методов диагностики заболеваний височно-нижнечелюстного сустава: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Л.В. Гвасалян. – М., 2012. – 25 с

48.Герасимова Л.П., Хабибуллина Р.Р., Байков Д.Э. Методы диагностики височно-нижнечелюстного сустава у больных с ревматоидным артритом // Казанский медицинский журнал. 2008. Т. 89. С. 56–57.

49.Головатенко О.В. Шевкунова Н.А. Хусаинов А.И. Анализ встречаемости признаков дисфункциональных состояний височно-нижнечелюстного сустава у лиц молодого возраста Международный научно-исследовательский журнал, № 11 (113), Часть 2

50. Гоман М. В., Азиев Т. В., Матаев З. А., Брагин А. Е., Использование ARCUS DIGMA (KAVO) при диагностике и лечении больных с мышечно-суставной дисфункцией//Современная ортопедическая стоматология. - ООО Медицинская пресса. - 2007.- №8

51. Горожанкина Е.А., Марков Б.П., Мамедов Ф.М. Некоторые аспекты коррекции психологического статуса пациентов с болевым синдромом височно-нижнечелюстного сустава // Новое в стоматологии. - 2003.- Т. 109, № 1. С. 30-33.
52. Горожанкина Е.А. Особенности комплексного лечения пациентов с синдромом болевой дисфункции височно-нижнечелюстного сустава с учетом сопутствующей депрессивной симптоматики: Автореф. дисс. канд. мед. наук, - М., 2005., С. 24.
53. Грачев Ю.В., Шмырев В.И. Височно-нижнечелюстная (миогенная и артрогенная) лицевая боль // Боль. - 2007.- Т. 14, № 5.- С. 2-12.
54. Гребнев Г. А., Багненко А. С., Москвин Г. В., Аддитивные технологии в персонализированной стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, Клиническая медицина, №2, 2019, С. 20-24
55. Дергилев А.П., Сысолятин П.Г., Ильин А.А. Алгоритм лучевой диагностики заболеваний и повреждений височно-нижнечелюстного сустава // Труды 7 Всероссийского съезда стоматологов. - М., - 2001.- С. 161-163.
56. Дергилев А.П., Сысолятин П.Г., Ильин А.А. Паутов И.Ю. Лучевая диагностика заболеваний височно-нижнечелюстного сустава // Труды 7 Всероссийского съезда стоматологов. - М., 2001,- С. 163-165.
57. Диагностика дисфункции височно-нижнечелюстного сустава на основе графической регистрации движений нижней челюсти / С.Д. Арутюнов, И.Л. Хватов, Д.С. Арутюнов, Н.В. Набиев, Н.С. Тутуров // Стоматология.2003.- Т.82, № 1.- С. 27-33.
58. Дизайн окклюзионных капп, используемых при бруксизме, Сабирова Д.К., Салеева Г.Т., Шамсутдинов М.И. ФГБОУ ВО Казанский ГМУ Минздрава России, Актуальные вопросы стоматологии детского возраста 1-ая Всероссийская научно-практическая конференция. Сборник научных статей. Казанский государственный медицинский университет; под общей редакцией Салеева Р.А. 2018, с 56-66

59. Долгалев, А.А. Диагностика при комплексном лечении пациентов с окклюзионными нарушениями зубных рядов, ассоциированных патологией височно-нижнечелюстного сустава / А.А. Долгалев, А.Е. Брагин // Актуальные вопросы клинической стоматологии. – Ставрополь: Изд-во СтГМА, 2008. – С. 147-151.
60. Долгалев, А.А. Значение магнитно-резонансной томографии и электронной аксиографии в диагностике дисфункций височно-нижнечелюстного сустава / А.А. Долгалев, Е.А. Брагин // Стоматология. – 2008. – № 1. – С. 56-60.
61. Жулев Е. Н. Ортопедическая стоматология, учебник, МИА, Москва, 2012, 797-816 с.
62. Жулев Е. Н., Трошин В. Д. Интегративная стоматология, монография, Нижний Новгород, 2014, 300-364 с.
63. Жулев Е. Н., Вельмакина И. В. Гнатология при дисфункциях височно-нижнечелюстного сустава. Н. Новгород: Издательство Приволжского исследовательского медицинского университета. 2018; 38-40, 93-116 с.
64. Жулев Е.Н., Вельмакина И.В. Изучение особенностей психоэмоционального статуса у лиц молодого возраста, имеющих ранние признаки мышечно-суставной дисфункции височно-нижнечелюстного сустава. Фундаментальные исследования. 2015; 1: 1354-1357.
66. Жулев Е.Н., Чекалова Н.Г., Ершов П.Э. и др. Распространенность заболеваний височно-нижнечелюстного сустава среди студентов Нижегородских вузов. Медицинский альманах. 2016; 2: 166-168.
66. Загорский В. А. Окклюзия и артикуляция// изд - во Бином. - М., 2012.- С. 120
67. Игнатъев Ю.Т., Ивасенко П.И., Савченко Р.К. Низкочастотная магнитно-резонансная томография в диагностике внутренних нарушений височно-нижнечелюстного сустава // Пародонтология. - 2002.- Т.25, № 4.- С. 54-57.
68. Изучение распространенности и диагностика функциональных нарушений ВНЧС у лиц молодого возраста / А.С. Щербаков, И.В. Петрикас, В.И. Буланова [и др.] // Институт стоматологии. – 2013. – № 1. – С. 18-19.



69. Иорданишвили А.К. Стоматологическая артрология: Учебное пособие. - СПб.: Нордмедиздат, 2005.- 42 с.
70. Исследование особенностей личности пациентов с расстройствами височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС), осложненными парафункциями жевательных мышц (Часть II) / В.Н. Трезубов, Б.Д. Карвасарский, Е.А. Булычева [и др.] // Институт стоматологии. – 2006. – № 3. – С. 30-31.
71. 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
72. Карлсон Д. Е. Физиологическая окклюзия// Midwest Press. - 2009.
73. Казеко Л. А., Круглик О. А., Повышенное стирание зубов, учебно-методическое пособие, Минск: БГМУ, 2009. – 48 с.
74. Киракосян Л. Г.. Сравнительный клинико-микробиологический и механико-математический анализ эффективности напечатанных полимерных протезов-прототипов// дисс. канд. мед. наук, Москва, 2022
75. Клинеберг И., Джагер Р. Окклюзия и клиническая практика// изд-во МЕДпресс-информ, Москва, 2008.- 132 с.
76. Клинические методы диагностики функциональных нарушений зубочелюстной системы: Учебное пособие / И.Ю. Лебедеико, С. Д. Арутюнов, М. М. Антоник, А.А. Ступников. - М.: МЕДпрессинформ, 2006.- 112 с.
77. Клинико-экспертные аспекты амбулаторной диагностики заболеваний височно-нижнечелюстного сустава / А.К. Иорданишвили, И.А. Толмачев, В.В. Альшевский [и др.] // Судебно-медицинская экспертиза. – 2011. – №5. – С. 18-22.
78. 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.

79. Козлов Д.Л., Вязьмин А.Я. Этиология и патогенез синдрома дисфункции височно-нижнечелюстного сустава // Сибирский медицинский журнал. 2007. Т. 4. С. 5–7.
80. Кречина Е.К. Оценка нарушений гемодинамики тканевого кровотока в тканях десны в норме и при заболеваниях пародонта по данным ультразвуковой доплерографии/ Е.К. Кречина // Стоматология. – 2005. – № 5. – С. 24–27.
81. Кубаренко, В. В. Применение фотоснимка в стоматологии / В. В. Кубаренко // Стоматолог-практик. – 2014. - №3. – С. 20-22
82. Кузнецова, Е. Головная боль при дисфункции височно-нижнечелюстного сустава / Е. Кузнецова, А. Набиуллина, Д. Хисамиева // Врач. – 2013. – № 3. – С. 63-65.
83. Лакшина Т.А. Возможности использования электромиографии в стоматологии // Материалы 12 и 13 Всероссийской научно-практической конференции и труды 9 съезда Стоматологической Ассоциации России.- М., 2004.- С. 371-373.
84. Лебедеико И. Ю., Арутюнов С. Д., Антоник М. М., Ступников А. А. Клинические методы диагностики функциональных нарушений в зубочелюстной системе // Учеб. пособие М.: Медпрессинформ, 2006.
85. Лебедеико И.Ю., Морозова Т.В., Баданин В.В. Возможности ультрасонографии при визуализации суставного диска височно-нижнечелюстного сустава // Труды VII Всерос. съезда стоматол. М., 2001 - с.189-190.
86. Левен И.И., Петров Е.А. Электромиография в комплексной диагностике синдрома дисфункции височно-нижнечелюстного сустава // Материалы 66 Всероссийской научно-практической конференции. - М., 2004.- С. 254-2
87. Левченко И.М., Степанов А.Г., Киракосян Л.Г. Изучение физико-механических свойств полимерных материалов, используемых в аддитивной технологии изготовления зубных протезов методом 3D-печати // Российская стоматология. - 2020. - № 2. - С. 66-68.

88. Левченко И.М., Бондарчук А.В., Бутков Д.С., Батов Р.В., Арутюнов С.Д. Преимущественные характеристики трехмерно напечатанного устройства для мониторинга микрогемодинамики тканей пародонта // 3D-технологии в медицине: материалы VI всероссийской научно-практической конференции. – Нижний Новгород: Приволжский исследовательский медицинский университет, 2020. – С. –28-32
89. Лепилин А.В. К вопросу патогенеза дисфункций височно-нижнечелюстного сустава / А. В. Лепилин, В. Н. Николенко, В. В. Коннов, Л. В. Николенко // Актуальные вопросы стоматологии: Материалы межрегион. науч.-практ. конф., посвящ. 100-летию создания Саратов. одонтол. об-ва. - Саратов, 2005. - С. 49-50.
90. Луцкая, Логинова Н.К. Влияние жевательной резинки на кровоснабжение жевательных мышц / Н.К. Логинова, Е.В. Логацкая // Стоматология. — 2006. — №3. — С. 8-10
91. Луцкая И. К., Обоснование выбора оптических устройств в стоматологии / И. К. Луцкая, О. А. Лопатин // Медицинские новости. – 2012. - № 8. – С. 62-65
92. Магнитно-резонансная томография височно-нижнечелюстных суставов в амбулаторной практике / Я.Л. Манакова, А.П. Дергилев, А.В. Ежак, Л.Н. Бельков // Сибирский медицинский журнал. – 2010. – № 2-3. – С. 42-47.
93. Майборода Ю.Н., Хорев О.Ю. Нейромышечная и суставная дисфункция // Кубанский научный медицинский вестник. 2017. Т. 24. № 3.
94. Манфредини Д., Лэнди Н., Тогнини Ф. Особенности прикуса не являются надежным показателем бруксизма // Minerva Stomatol. 2004. № 53. № 5. С. 231-239.
95. Медовникова Д. В. Скрининг и мониторинг пациентов с бруксизмом сна // дисс. канд. мед. наук, Москва, 2018, с. 45-50
96. Морфологическая оценка дисфункции височно-нижнечелюстного сустава по данным лучевой диагностики / А.В. Цимбалистов, Т.А. Лопушанская, И. В. Войтяцкая [и др.] // Институт стоматологии. – 2010. – № 2. – С. 19-21.

97. Мурадян Э.Н. Перспективы применения аксиографии в стоматологии. Международный научный студенческий вестник. 2016; № 2.
98. Наумович С.А., Наумович С.С. Оклюзионные шины: виды и роль в комплексной терапии патологии височно-нижнечелюстного сустава // Современная стоматология. - 2014. - № 1 (58). - С. 7-10. 7.
99. Наумович С.С., Корхова Н.В., Федосенко А.Л. Бруксизм: современные аспекты диагностики и планирования лечения с использованием системы Brux Checker // Международные обзоры: клиническая практика и здоровье. - 2018. - № 4. - С. 66-74.
100. Наумович С.С., Разоренов А.Н. CAD/CAM системы в стоматологии: современное состояние и перспективы развития // Современная стоматология. 2016. Т. 4.
101. Найданова И.С., Писаревский Ю.Л., Шаповалов А.Г. и др. Возможности современных технологий в диагностике функциональных нарушений височно-нижнечелюстного сустава. Проблемы стоматологии. 2018; 4: 6-13.
102. Назаралиев Д.М., Кривенцева Т.Н., Роль эстетики улыбки в формировании духовно-нравственных отношений в обществе, Бюллетень медицинских Интернет-конференций (ISSN 2224-6150) 2017. Том 7. № 1, С. 474-477
103. Николаев Ю.М., Гаспарян А.С. Применение артикуляторов для достижения оптимальных функциональных и эстетических результатов в клинике ортопедической стоматологии. Проблемы стоматологии 2012; 2: 65–67
104. Окесон Дж.П. Руководство по оценке, диагностике и лечению // Дж. Орофак. Боль. 1996.
105. Орлова. О. Р., Сойхер М. И., Сойхер М. Г., Мингазова Л. Р., Медовникова Д. В., Сойхер Е. М., Коновалова З. Н., Алексеева А. Ю. Бруксизм: методика применения и результаты лечения ботулиническим нейротоксином (Релатокс) Нервно-мышечные болезни, том 9, №2, 2019, с. 12-21
106. Отт Р. В., Вольмер Х. П., Круг В. Е. Клиническая и практическая стоматология // МЕДпресс-информ. - 2010. - Москва, С. 23-28

- 107.Пантелеев В.Д. Артикуляционные дисфункции височно-нижнечелюстных суставов // Институт стоматологии. 2002,- № 1(14). -с. 26-28.
- 108.Пантелеев В.Д. Артикуляционные дисфункции височно-нижнечелюстных суставов. Часть 3. Принципы лечения артикуляционных дисфункций височно-нижнечелюстного сустава // Институт стоматологии -2002.-№3(16). -с.52-54.
109. Пантелеев В.Д. Диагностика нарушений артикуляции нижней челюсти у пациентов с дисфункциями височно-нижнечелюстного сустава / В.Д. Пантелеев, Е.М. Рошин, С.В. Пантелеев // Стоматология. – 2011. – № 1. – С. 52-57.
- 110.Патент № 2738729 Российская Федерация, МПК А61С 8/00. Способ мониторинга гемодинамики тканей пародонта / Арутюнов С.Д., Грачев Д.И., Атрушкевич В.Г., Антоник М.М., Антоник П.М., Максимова Н.В., Сахабиева Д.А., Бутков Д.С., Бондарчук А.В., Унаньян К.Г. - № 2020108793 от 28.02.2020; опубл. 16.12.2020, Бюл. №Х. – 7 с.
- 111.Патент №2694503 Российская Федерация, МПК А61С 13/00. Стоматологическая шина для иммобилизации зубов у пациентов с повышенным тонусом жевательных мышц / Арутюнов С.Д., Степанов А.Г., Арутюнов А.С., Бутков Д.С.– № 2018141890; заяв. 28.11.2018; опубл. 15.07.2019, Бюл. № 20. – 6 с.
- 112.Патент №2696235 Российская Федерация, МПК А61С 13/00. Способ лечения пациентов с болезнями пародонта осложненными явлениями мышечно-суставной дисфункцией / Арутюнов С.Д., Степанов А.Г., Арутюнов А.С., Бутков Д.С., Гветадзе Р.Ш.– № 2018141889; заяв. 28.11.2018; опубл. 31.07.2019, Бюл. № 22. – 8 с.
113. Петросов Ю. А., Ермошенко Р. Б., Сеферян Н. Ю., Калпакьянц О. Ю. Факторы риска в возникновении дисфункции в височно-нижнечелюстном суставе// Современная ортопедическая стоматология, научно-практический журнал.- 2007.- №8, С. 100.

114. Петросов Ю. А. Диагностика и ортопедическое лечение заболеваний височно-нижнечелюстного сустава// Краснодар, Советская Кубань, 2007, С. 34-38
115. Пивоваров А. А., Арутюнов С. Д., Муслев С. А., Раимова Д. Б., Козлов С. С., Прочностные свойства фрезерованных зубочелюстных протезов из конструкционного стоматологического материала//Современные проблемы науки и образования, 2014, № 4
116. Пузин М. Н., Вязьмин А. Я. Болевая дисфункция височно-нижнечелюстного сустава. - М.: Медицина, 2002.- 160 с.
117. Прокопенко Н. В. Преимущества пластмасс горячего отверждения в стоматологии, журнал Научное обозрение. Медицинские науки, 2017 № 4, с. 73-76
118. Рабухина Н.А., Голубева Г.И., Перфильцев С.А. Спиральная компьютерная томография при заболеваниях челюстно-лицевой области, 2006. 128 с.
119. Ретинский Б. В., Кудряшов А. Е.; Современные компьютерные технологии в ортопедической стоматологии, Международный научный журнал «Символ науки», №8, 2016, С. 191-195
120. Ронкин К. Роль электроннойростимуляции в определении оптимальной окклюзии при проведении ортопедического или ортодонтического лечения// Dental Market, №4, 2012.- стр. 95
121. Ронкин, Константин Дифференциальная диагностика шумов в суставе при дисфункции височно-нижнечелюстного сустава и методы их устранения / Константин Ронкин // Клиническая стоматология. – 2010. – № 3. – С. 4-7.
122. Ронкин К., Усманова Ш. Совместное лечение стоматологического пациента врачом-стоматологом и остеопатом// Маэстро стоматологии. - 2012.- №48. С. 56-58.
123. Рубникович С. П., Бородин Д. М., Денисова Л. Ю. Барадина И. Н. Особенности диагностических мероприятий у пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстных суставов и признаками бруксизма, Кубанский научный медицинский вестник, 2018, № 5 С. 77-83

124. Сангулия С.Г. Клинические аспекты состояния жевательных мышц при дисфункциях височно-нижнечелюстного сустава: диагностика и лечение: Дисс. канд. мед. наук. - Казань, 2005.- 126 с.
125. CAD-CAM системы в стоматологии: современное состояние и перспективы развития // С. С. Наумович, А. Н. Разоренов // Современная стоматология, №4, 2015 г. С. 2-8
126. CAD-CAM технология реставрации зубов – CEREC // И. Ю. Лебедеко, Москва, Изд-во «Практическая медицина», 2014 г.
127. CAD-CAM системы в стоматологии: учебное пособие // С.И. Абакаров, А.С. Баландина, Д.В. Сорокин, К.С. Аджиев, С.С. Абакарова, Д.С. Арутюнов; ФГБОУ ДПО РМАНПО, Москва, 2016. – 96 с.
128. Семкин В.А., Рабухина Н.А., Кравченко Д.В. Диагностика дисфункции височно-нижнечелюстных суставов, обусловленной патологией окклюзии, и лечение таких больных // Стоматология. - 2004.- Т.83, № 1.- С. 44-49.
129. Сидоренко, А.Н. Диагностика и совершенствование комплексного лечения больных с нейромускулярным дисфункциональным синдромом височно-нижнечелюстных суставов / А.Н. Сидоренко // Казанский медицинский журнал. – 2012. – Т. 93, № 4. – С. 627-631.
130. Силин А.В. Поверхностная электромиография височных и собственно жевательных мышц в диагностике мышечно-суставной дисфункции височно-нижнечелюстных суставов / А.В. Силин, Е.А. Сатыго, Е.И. Семелева // Клиническая стоматология. – 2013. – № 2. – С. 22-24.
131. Синдром болевой дисфункции височно-нижнечелюстного сустава у женщин / Ю. М. Писаревский, В. М. Семенюк, Б. С. Хышиткуев, Т. Е. Белокриницкая, - М.: Медицинская книга, Н. Новгород: Издательство НГМА. - 2003.- 105 с.
132. Скорикова Л.А. Диагностика и клинические проявления парафункции жевательных мышц // Дентал Юг. 2005. Т. 3. № 32. С. 1–4.
133. Скрыль, А.В. Поверхностная электромиография жевательных мышц / А.В. Скрыль // Дентал Юг. – 2008. – № 5. – С. 62-63.

- 134.Современные компьютерные технологии в ортопедической стоматологии// Б. В. Ретинский, А. Е. Кудряшов; Международный научный журнал «Символ науки», №8, 2016 г.
- 135.Сотникова, М.В. Синдром болевой дисфункции височно- нижнечелюстного сустава (электронейромиографический и нейропсихологический анализ) / М.В. Сотникова, Н.П. Грибова // Вестник новых медицинских технологий – 2009. – Т. XVI, № 1. – С. 221-223.
- 136.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
- 137.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
- 138.Станкович С., Крунич Н. Эффективность чрескожной электронейростимуляции при миофасциальной дисфункции // Стоматология. - 2007.-Т.86, №3.-С. 69-71.
139. Сулимов А. Ф., Савченко Р. К., Фелькер В. В. Комплексное лечение больных с дислокациями суставного диска ВНЧС// Маэстро стоматологии, - 2010. -№40. С.46-51.
140. Тепловизионная диагностика пациентов с краниомандибулярными дисфункциями (характеристики теста), Димова-Габровска М. Й., Cathedra, №51, 2015, 18-23 с.
141. Тимачева Т. Б. Инновационные методы диагностики дисфункции височно-нижнечелюстного сустава и нарушения окклюзии в нейромышечной



стоматологии, Бюллетень Волгоградского научного центра РАМН 4/2010, С. 9-13

142. Тихонов В. Э., Гуськов А. В., Олейников А. А., Митина Е. Н., Калиновский С. И., Чиженкова Н. В., Михеев Д. С.. Сплинт-терапия как отдельный подход в рамках комплексного лечения дисфункции височно-нижнечелюстного сустава с точки зрения физиологических понятий, Наука молодых, том 9, №3. 2021, с. 447-462

143. Токарев И. В., Коренев А. Г., Козаченко Я. А., Бруксизм. Современный подход к диагностике и тактика лечения проявлений в полости рта, Современная стоматология, №1, 2011, С. 22-25

144. Томас Н. Нейромышечная концепция в стоматологии// «Dental Market». - 2013.-№2. С. 80-82

145. Тревелл Дж. Г., Симонс Д.Г. Миофасциальные боли. Пер. с англ. В 2 т.-М.: Медицина, 2005. Т.2.- 608 с.

146. Трезубов В.Н., Булычева Е.А., Посохина О.В. Изучение нейромышечных нарушений у больных с расстройствами височно-нижнечелюстного сустава, осложненных парафункциями жевательных мышц // Институт стоматологии. - 2005.- Т.29, № 4,- С. 85-89.

147. Устройство для мониторинга гемодинамики тканей пародонта : Пат. 2747386 РФ. МПК С1 / С.Д. Арутюнов, А.Г. Степанов, А.В. Бондарчук, Д.С. Бутков, И.М. Левченко, О.А. Зорина, Т.В. Царева, К.Г. Унанян, Р.В. Батов.; заявл. 27.08.2020; опуб. 04.05.2021, Бюл. № 13 – 7 с.

148. Фадеев, Р.А. Особенности диагностики и реабилитации пациентов с зубочелюстными аномалиями, осложненными заболеваниями височно-нижнечелюстных суставов и жевательных мышц (Часть II) / Р.А. Фадеев, О.А. Кудрявцева // Институт стоматологии. – 2008. – № 4. – С. 20-21. 165.

149. Фадеев Р. А., Овсянников К. А. Этиология и патогенез заболеваний височно-нижнечелюстного сустава и жевательных мышц, Вестник Новгородского государственного университета, № 4, 2020, С. 50-56

- 150.Фадеев Р. А., Овсянников К. А., Жидких Е. Д., Применение окклюзионных кап и лечебно-диагностических аппаратов для лечения заболеваний височно-нижнечелюстного сустава и жевательных мышц, Институт стоматологии, №3, 2020, С. 78-80
151. Фотопротокол в современной стоматологии, Мартыянов И. Н., Апресян С. В., Акулович А. В., Тиунова Н. В., Матело С. К., Изд. "Поли Медиа Пресс", Москва, 2018
- 152.Хауштайн Ф., Вайе Ш., Хауштайн Н. Фрезерованные шины в эпоху электронного измерения височно-нижнечелюстного сустава. Dental Magazine 2016; 5(149): 48–51.
153. Хватова В.А. Функциональная диагностика и лечение в стоматологии. - М: Медицинская книга, 2007.- 294 с.
154. Хватова В.А. Основы гнатологии. Мышечно-суставная дисфункция: этиология, диагностика// журнал DentArt. - 2009. - №4
155. Хватова В. А. Клиническая гнатология // Москва, издательство "Медицина". - 2005.
156. Хватова В. А., Чикунов С. О. Окклюзионные шины, современное состояние проблемы// издательство МИГ «Медицинская книга». - Москва. - 2010.
157. Хроническая лицевая боль, связанная с гипертонусом жевательных мышц, Ураков А. Л., Сойхер М. Г., Решетников А. П., Российский журнал боли, №2 (43), 2014, 22-25 с.
158. Цимбалистов А. В., Лопушанская Т. А., Силин А. В. Мышечно-суставные дисфункции височно-нижнечелюстных суставов //ГОУ ДПО «Санкт-Петербургская МАПО», medbe.ru; 22.03.2012.
- 159.Чхиквадзе Т. В., Бекреев В. В. , Рощин Е. М., Труфанов В. Д., Юркевич Р. И., Иванов С. Ю. Коррекция внутренних нарушений височно-нижнечелюстного сустава с использованием окклюзионных шин, изготовленных с помощью CAD-CAM технологий, Современные технологии в медицине, том 11, №3, 2019

160. Чхиквадзе Т. В., Бекреев В. В. Окклюзионная терапия нарушений функции височно-нижнечелюстного сустава, Вестник РУДН, серия Медицина, № 4, 2018, с. 387-401
161. Шотт И.Е., Кавецкий В.П., Долин В.И. эффективность применения окклюзионных шин у пациентов с бруксизмом сна, Современные технологии в медицинском образовании: международная научно-практическая конференция, посвященная 100-летию Белорусского государственного медицинского университета (Минск, 1-5 ноября, 2021), Сборник научных трудов, С. 1492-1496
162. Эстетика керамических реставраций: от планирования до фиксации/Першин А. Е., Апресян С. В., Акулович А. В., Изд-во «Мозартика», Москва, 2018.
163. Юдина, Н. А. Фотография в стоматологии / Н. А. Юдина, О. К. Мамоико // Современная стоматология. – 2015. - № 2. – С. 8-11
164. Abramowicz, S. 20-year follow-up study of disc repositioning surgery for temporomandibular joint internal derangement / S. Abramowicz, M.F. Dolwick // J. Oral. Maxillofac. Surg. – 2010. – Vol. 68. – P. 239-242. 187.
165. Alanay, Y. A review of the principles of radiological assessment of skeletal dysplasias / Y. Alanay, R.S. Lachman // J Clin. Res. Pediatr Endocrinol. – 2011. – Vol. 3(4). – P. 163-178.
166. Alqutaibi A.Y., Aboalrejal A.N. Types of occlusal splint in management of temporomandibular disorders (TMD). J Arthritis 2015; 4: 176
167. Anh J.W., Park J.M., Chun Y.S., Kim M., Kim M. A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction. Korean J Orthod 2016; 46(1): 3–12
168. Apresyan S.V., Stepanov A.G. The digital protocol development and effectiveness evaluation for complex dental treatment // The New Armenian Medical Journal. -2021. - Vol. 15, № 1, P. 34-43.
169. ASTM G133 - 05 (Reapproved 2016) Standard Test Method for Linearly Reciprocating Ball-on-Flat Sliding Wear, Gribov, Denis; Antonik, Mikhail; Butkov,

Denis; Stepanov, Alexandr; Antonik, Pavel; Kharakh, Yaser; Pivovarov, Anton; Arutyunov, Sergey. 2021. "Personalized Biomechanical Analysis of the Mandible Teeth Behavior in the Treatment of Masticatory Muscles Parafunction" *J. Funct. Biomater.* 12, no. 2: 23. <https://doi.org/10.3390/jfb12020023>

170. Association between disk position and degenerative bone changes of the temporomandibular joints: an imaging study in subjects with TMD / D. Cortés, E. Exss, C. Marholz [et al.] // *Cranio.* – 2011. – Vol. 29. – P. 117-126.

171. Bascan S., Zengingul A. Temporomandibular joint, disorders and approaches // *Biotechnol. & Biotechnol. Eq.* - 2006. - Vol.20, № 2, - P. 151-155.

172. Blair BM. Post-build Processing of Stereolithography Molds. : School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, 1998. Directed by Jonathan S. Colton; 1998. Hukins DWL, Mahomed A, Kukureka SN. Accelerated aging for testing polymeric biomaterials and medical devices. *Med Eng Phys* 2008;30:1270–4. doi:10.1016/j.medengphy.2008.06.001.

173. Chen H.-M. [и др.]. Physiological effects of anterior repositioning splint on temporomandibular joint disc displacement: a quantitative analysis // *Journal of Oral Rehabilitation.* - 2017. - № 9 (44). - С. 664-672

174. Comparison of reference points in different methods of temporomandibular joint imaging / T. Gedrange, T. Gredes, V. Hietschold [et al.] // *Adv. Med. Sci.* – 2012. – Vol. 57, № 1. – P. 157-162.

175. Contemporary imaging of the temporomandibular joint / E.L. Lewis, M.F. Dolwick, S. Abramowicz [et al.] // *Dent. Clin. North Am.* – 2008. – Vol. 52. – P. 875-890.

176. Dao T.T., Lavigne G.J. Oral splints: the crutches for temporomandibular disorders and bruxism? // *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine: An Official Publication of the American Association of Oral Biologists.* - 1998. - № 3 (9). - С. 345-361.

177. Diagnostic imaging: magnetic resonance imaging, computed tomography, and ultrasound / J.C. Vilanova, J.Barceló, J. Puig [ et al.] // *Semin. Ultrasound CT MR.* – 2007. – Vol. 28. – P. 184-191. 208.

178. Diagnostic importance of MRI and CT scans for synovial osteochondromatosis of the temporomandibular joint / A. Varol, M. Sencimen, A. Gulses [et al.] // *Cranio.* – 2011. – Vol. 29. – P. 313-317
179. Diagnostic performance of magnetic resonance imaging for detecting osseous abnormalities of the temporomandibular joint and its correlation with cone beam computed tomography / M. Alkhader, N. Ohbayashi, A. Tetsumura [et al.] // *Dentomaxillofac Radiol.* – 2010. – Vol. 39. – P. 270-276. 210.
180. Do computed tomography and magnetic resonance imaging add to temporomandibular joint disorder treatment? A systematic review of diagnostic efficacy / R.F. Ribeiro-Rotta, K.D. Marques, M.J. Pacheco [et al.] // *J Oral Rehabil.* – 2011. – Vol. 38. – P. 120-135.
181. Duan, D.H. A clinical investigation on disc displacement in sagittal fracture of the mandibular condyle and its association with TMJ ankylosis development / D.H. Duan, Y. Zhang // *Int. J. Oral. Maxillofac. Surg.* – 2011. – Vol. 40. – P. 134-138. 212.
182. 3D Printout Models vs. 3D-Rendered Images: Which Is Better for Preoperative Planning? / Y. Zheng [et al.] // *Journal of Surgical Education.* – 2016. – Vol. 73. – № 3. – P. 518-523.
183. Evaluation of the usefulness of magnetic resonance imaging in the assessment of the thickness of the roof of the glenoid fossa of the temporomandibular joint / Y. Kai, K. Matsumoto, K. Ejima [et al.] // *Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. Oral. Radiol. Endod.* – 2011. – Vol. 112. – P. 508-514
184. Gribov D.A., Krupnin A.E., Levchenko I.M., Butkov D.S., Arutyunov S.D. Personalized biomechanical analysis of mandible teeth loosening during periodontal treatment with non-removable polymer splints // *Series on Biomechanics.* – 2019. – Vol. 33, No. 3. – P. 14–26.
185. Gribov D.A., Krupnin A.E., Levchenko I.M., Butkov D.S., Arutyunov S.D. The effect of various loading scenarios on the stress-strained state of mandible anterior teeth with periodontitis immobilized by splints; finite element analysis // *Series on Biomechanics.* – 2020. – Vol. 34, No. 1. – P. 12–19.

- 186.Gribov D., Antonik M., Butkov D., Stepanov A., Antonik P., Kharakh Y., Pivovarov A., Arutyunov S. Personalized Biomechanical Analysis of the Mandible Teeth Behavior in the Treatment of Masticatory Muscles Parafunction [Электронный ресурс] // Journal of Functional Biomaterials. – 2021. – Vol. 12, No. 2. – Art. No. 23. – DOI: 10.3390/jfb12020023.
- 187.Huettig F., Prutscher A., Goldammer C., Kreutzer C.A., Weber H.; [First clinical experiences with CAD/CAM-fabricated PMMA-based fixed dental prostheses as long-term temporaries](#), Clinical oral investigations 20, 2016; P.161-168
- 188.Hukins D.W.L.W.L., Mahomed A., Kukureka S.N.N. Accelerated aging for testing polymeric biomaterials and medical devices // Med. Eng. Phys. - 2008. - Vol. 30, № 10. - P. 1270-1274.
- 189.Hunter, A. Diagnostic imaging for temporomandibular disorders and orofacial pain / A. Hunter, S. Kalathingal // Dent. Clin. North Am. – 2013. – Vol. 57. – P. 405-418.
190. Johnson M.I. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and TENS-like devices: do they provide pain relief? // Pain Reviews. -2001.-№ 8.-P. 8-44.
- 191.Karzberg R.W. Normal and abnormal temporomandibular joint dise and posterior attachment as depicted by magnetic resonance imaging in symptomatic and asymptomatic subjects // J. Oral Maxillofac. Surg. 2005. T. 63. C. 1155.
- 192.Kast, R.E. Tiagabine may reduce bruxism and associated temporomandibular joint pain / R.E. Kast // Anesth. Prog. – 2005. – Vol. 52, № 3. – P. 102-104.
- 193.Koralakunte P.R., Aljanakh M. The role of virtual articulator in prosthetic and restorative dentistry. J Clin Diagn Res 2014; 8(7): ZE25–ZE28
- 194.Luthra R.P., Gupta R., Kumar N., Mehta S., Sirohi R. Virtual articulators in prosthetic dentistry: a review. J Adv Med Dent Scie Res 2015; 3(4): 117–121.
195. Manfredini, D. Current concepts on temporomandibular disorders / D. Manfredini. – London: Quintessence Publishing Co. Ltd., 2010. – P. 153-168.
- 196.Mohammed M. Methani<sup>1</sup>, Paulo Francisco Cesar<sup>2</sup>, Ranulfo Benedito de Paula Miranda<sup>3</sup>, Susana Morimoto<sup>3</sup>, Mutlu Özcan<sup>4</sup>, Marta Revilla-León; Additive

Manufacturing in Dentistry: Current Technologies, Clinical Applications, and Limitations, Current Oral Health Reports, 2020, №3

197. Okeson J.P. Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion / J.P.Okeson, 7 edition-е изд., St. Louis, Missouri: Mosby, 2012. - 504 с.

198.Okeson JP, Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion,5<sup>th</sup> ed, St. Louis, Mosby,2003. - P. 325.

199.Oliveira I.S.S. et al. Eff ect of occlusal splint and therapeutic exercises on postural balance of patients with signs and symptoms of temporomandibular disorder // Clin. Exp. Dent. Res. - 2019. - V. 5, № 2. - P. 109-115.

200.Re J.-P. et al. Occlusal splint: State on the art // Rev. Stomatol. Chir. MAXILLO-FACIALE Chir. ORALE. 685 ROUTE 202- 206, BRIDGEWATER, NJ 08807 USA: ELSEVIER. - 2009. - V. 110, № 3. - P. 145-149.

201.Riley P. [и др.]. Oral splints for patients with temporomandibular disorders or bruxism: a systematic review and economic evaluation // Health Technology Assessment (Winchester, England). - 2020. - № 7 (24). - C. 1-224

202.Seifeldin S.A., Elhayes K.A. Soft versus hard occlusal splint therapy in the management of temporomandibular disorders (TMDs) // Th e Saudi Dental Journal. - 2015. - № 4 (27). - C. 208-214.

203.Solaberrieta E., Etxaniz O., Minguez R., Gorozika J., Barrenetxea L., Sierra E. Virtual prouction of dental prostheses using a dental virtual articulator. International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM) 2014; 9(1): 19–30,

204.Surface electromyography of jaw muscles and kinesiographic recordings: diagnostic accuracy for myofascial pain / D. Manfredini, F. Cocilovo, L. Favero [et al.] // J. Oral. Rehabil. – 2011. – Vol. 38(11). – P. 791-799.

205.Temporomandibular joint disorders and maxillomandibular malformations: role of condylar «repositioning» plate / N. Mazzone, C. Matteini, V. Incisivo [et al.] // J. Craniofac Surg. – 2009. – Vol. 20, № 3. – P. 909-915.

206. Throckmorton, G.S.; Rasmussen, J.; Carloss, R. Calibration of T-Scan® sensors for recording bite forces in denture patients. J. Oral Rehabil. 2009, 36, 636–643; DOI:10.1111/j.1365-2842.2009.01978.x.

207. The utility of a multilateral 3D printed model for surgical planning of complex deformity of the skull base and craniovertebral junction / D. Pacione [et al.] // Journal of Neurosurgery. – 2016. – Vol. 125. – № 5. – P. 1194-1197.

208. Three-Dimensional Printing: Basic Principles and Applications in Medicine and Radiology / G.B. Kim [et al.] // Korean Journal of Radiology. – 2016. – Vol. 17. – № 2. – P. 182.

209. Zheng Y.F., Li H. F., [Recent advances in bulk metallic glasses for biomedical applications](#), Acta biomaterialia 36,2016, P. 1-20

210. <http://nanoscan.info/> [Electronic resource].