

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
«ГОСУДАРСТВЕННЫЙ НАУЧНЫЙ ЦЕНТР РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ –
ФЕДЕРАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ БИОФИЗИЧЕСКИЙ ЦЕНТР
ИМЕНИ А.И. БУРНАЗЯНА»

На правах рукописи



Заславский Роман Семенович

**Биомеханические факторы риска несъёмного протезирования на дентальных
имплантатах**

3.1.7. Стоматология

Диссертация
на соискание ученой степени
доктора медицинских наук

Научный консультант:

доктор медицинских наук, профессор,
член-корреспондент РАН
Абакаров Садулла Ибрагимович

Москва – 2024

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	17
1.1. Отдаленные результаты пользования протетическими конструкциями на внутрикостных дентальных имплантатах и факторы снижения эффективности протезирования	17
1.2. Биомеханические закономерности и проблемы протезирования с опорой на внутрикостные дентальные имплантаты	38
1.3. Потребность в ортопедическом лечении с использованием дентальных имплантатов, его трудоёмкость и экономическая эффективность	60
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	68
2.1. Критерии и методика выявления биомеханических факторов риска несъёмного протезирования на дентальных имплантатах	68
2.2. Разработка прогностической многофакторной модели состояния имплантатов в зависимости от исходных биомеханических факторов	70
2.3. Экспериментальное моделирование биомеханики внутрикостных имплантатов, замещающих частичный дефект зубного ряда	72
2.4. Разработка адаптированных баз данных биомеханических показателей периимплантатной костной ткани	78
2.5. Управление рисками в имплантологии на основе экономической многофакторной модели сравнительной эффективности затрат на диспансерное наблюдение и устранение нежелательных исходов имплантации в зависимости от исходных биомеханических факторов и затрат на их коррекцию на начальном этапе	82
2.6. Статистическая обработка результатов исследования	89
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	90
3.1. Выявляемость биомеханических факторов риска несъёмного протезирования на дентальных имплантатах	90

3.2. Зависимость клинической эффективности протезирования с опорой на дентальные имплантаты от биомеханических факторов функционирования имплантатов	94
3.3. Биомеханическое сравнение напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг зуба и имплантата	112
3.3.1. Вертикальная нагрузка.....	112
3.3.1.1. Кортикальная костная ткань.....	112
3.3.1.2. Губчатая костная ткань	116
3.3.2. Наклонная нагрузка.....	119
3.3.2.1. Кортикальная костная ткань.....	119
3.3.2.2. Губчатая костная ткань	122
3.4. Анализ напряженно-деформированного состояния в периимплантатной костной ткани в зависимости от биомеханических условий функционирования имплантата	125
3.5. Влияние биомеханических условий на напряженно-деформированное состояние костной ткани при использовании имплантатов для замещения дефектов зубного ряда	141
3.5.1. Биомеханика костной ткани бокового отдела интактного зубного ряда и при замещении включённого дефекта мостовидным протезом.....	141
3.5.2. Влияние биомеханических условий на напряженно-деформированное состояние костной ткани вокруг имплантатов при замещении дефекта зубного ряда.....	145
3.6. Адаптированные базы данных биомеханических показателей периимплантатной костной ткани	156
3.7. Управление рисками в имплантологии на основе экономической многофакторной модели сравнительной эффективности затрат на диспансерное наблюдение и коррекцию нежелательных исходов имплантации в зависимости от исходных биомеханических факторов и затрат на их коррекцию на начальном этапе	171
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	185

ВЫВОДЫ	197
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	201
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	203
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	204

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Многолетний опыт применения внутрикостных дентальных имплантатов показывает их высокую эффективность в качестве опор зубных протезов в отдаленные сроки после завершения протезирования [28, 51, 60, 69, 81, 97, 108, 117, 122, 170, 183, 208, 222, 234, 250, 270, 283, 295, 347, 358]. В полной мере это касается несъемных протезов при замещении частичных дефектов зубных рядов. Так, в анализе результатов 20-летней эксплуатации несъемных протезов, проведенном А.С. Ивановым и соавт. (2021), около 40% имплантатов сохраняли устойчивость и функциональность [237, 244]. На основании сохранности более половины имплантатов под несъемными протезами рассчитан средний срок функционирования коронок на имплантатах – 20 лет, мостовидных протезов с опорой на имплантаты – 15 лет.

В то же время стали очевидными типичные осложнения в состоянии периимплантатных тканей, следствием которых является дезинтеграция и удаление имплантата. Главным осложнением считается хроническое воспаление в периимплантатной десне с последующей резорбцией подлежащей костной ткани [8, 134, 146, 174, 344]. Доказана зависимость развития мукозита и периимплантита от экспрессии пародонтопатогенов и другой микрофлоры полости рта вследствие недостаточной гигиены рта [4, 140, 159, 211, 215, 373]. Концентрации микроорганизмов вокруг имплантата способствуют отсутствие биологического имплантато-десневого соединения и технологический зазор между имплантатом и абатментом [38, 136].

Перегрузка периимплантатной костной ткани, как причина ее резорбции, мало изучена в клиническом плане, хотя путем математического моделирования проиллюстрирована значимость ряда биомеханических факторов для напряженно-деформированного состояния костной ткани [142, 154, 241, 299, 302, 316, 318, 328, 330, 337]. Показана концентрация функциональных напряжений в кортикальной

костной ткани вокруг платформы имплантата, повышение величины напряжений при действии наклонной нагрузки [100, 157, 301, 321, 323, 331, 334, 336, 345, 376].

На фоне микробиологических факторов развития периимплантита биомеханические факторы риска осложнений имплантации изучены поверхностно и фрагментарно, что требует их комплексного экспериментально-клинического анализа.

Протезирование на дентальных имплантатах относится к дорогостоящим методам стоматологического лечения [95, 145, 161, 276, 280, 281, 282]. Вызывают практический интерес экономические аспекты коррекции биомеханических условий установки имплантатов и их функционирования.

Степень разработанности темы исследования

В ряде научных исследований последнего времени приведены результаты протезирования на имплантатах, обобщающие десятилетний опыт ортопедического лечения с опорой на имплантаты [32, 262, 357]. Эффективность протезирования на имплантатах в одних клинических ситуациях внушает оптимизм; относительно других условий функционирования протезов долговечность эксплуатации протезов на имплантатах вызывает большие сомнения ввиду быстрой дезинтеграции опорных имплантатов.

Общим пониманием основной причины удаления имплантатов на всех сроках их нагрузки является развитие воспаления в периимплантатной десне и последующая резорбция подлежащей костной ткани; избыток и агрессивность пародонтопатогенов, по аналогии с пародонтитом, обоснованно расценивается как основной фактор этиопатогенеза периимплантита [89, 169, 371].

Перегрузка костной ткани как возможная причина резорбции костной ткани и удаления имплантатов рассматривается в немногочисленных экспериментальных работах и в связи с отдельными биомеханическими факторами риска. С использованием трехмерного математического моделирования напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг имплантатов, в частности

мини-имплантатов, с угловыми абатментами проведены исследования С.С. Комлева и соавт. (2023), П.О. Гришина и соавт. (2023), Р.А. Розова и соавт. (2020), ряда зарубежных авторов [77, 113, 207, 303, 324]. При полном отсутствии зубов Д.А. Бронштейн (2018), Н.А. Узунян (2019) анализировали напряжения в костной ткани челюсти в зависимости от числа и материала опорных имплантатов под протяженными несъёмными протезами [32, 256].

Комплексных исследований по математическому моделированию функциональных напряжений в костной ткани и клиническому анализу эффективности протезирования в зависимости от широкого спектра биомеханических факторов риска установки и функционирования внутрикостных дентальных имплантатов ранее не проводилось.

Цель и задачи исследования

Цель: повышение эффективности несъёмного протезирования на дентальных внутрикостных имплантатах путем выявления и профилактики биомеханических факторов риска перегрузки костной ткани.

Задачи:

1. Проанализировать частоту установки и функционирования внутрикостных дентальных имплантатов в неадекватных биомеханических условиях при замещении частичных дефектов зубных рядов.
2. По результатам десятилетней эксплуатации несъёмных протезов на внутрикостных дентальных имплантатах установить роль неадекватных биомеханических условий их нагрузки на частоту и структуру осложнений протезирования.
3. В трехмерных математических моделях сопоставить параметры напряженно-деформированного состояния внутрикостного имплантата и зуба; сегмента интактного зубного ряда и соответствующего включенного дефекта, замещенного имплантатами.

4. В математическом эксперименте изучить влияние неадекватных биомеханических условий выбора, установки и нагрузки внутрикостных дентальных имплантатов на величину функциональных напряжений в кортикальной и губчатой периимплантатной костной ткани.
5. Сопоставить характеристики напряженно-деформированного состояния костной ткани сегмента нижней челюсти при разных вариантах замещения дефекта зубного ряда несъёмными протезами с использованием дентальных имплантатов.
6. Рассчитать совокупные затраты за 10-летний период на сохранение и коррекцию результатов протезирования на имплантатах в зависимости от биомеханических и профилактических условий функционирования.
7. Разработать научно-обоснованную прогностическую многофакторную модель состояния имплантатов в отдаленные сроки в зависимости от исходных биомеханических факторов.

Научная новизна

Впервые на современном этапе дан анализ биомеханических условий установки и функционирования внутрикостных дентальных имплантатов при несъёмном протезировании частичных дефектов зубных рядов. Определена частота выявления конкретных неадекватных биомеханических факторов риска современного несъёмного протезирования на имплантатах.

Впервые по итогам десятилетнего периода эксплуатации несъёмных протезов на имплантатах сопоставлены эффективность и осложнения протезирования на имплантатах с биомеханическими условиями их функционирования. Разработаны и зарегистрированы базы данных значений прогностического риска неблагоприятного исхода имплантации дентальных имплантатов и исходов имплантации в зависимости от биомеханических факторов функционирования имплантатов.

Впервые разработана прогностическая многофакторная модель состояния имплантатов в зависимости от исходных биомеханических факторов.

Впервые в условиях трехмерных математических моделей зуба и внутрикостного имплантата изучена степень негативного влияния разных биомеханических факторов функционирования имплантатов на величину и распределение напряжений в окружающей кортикальной и губчатой костной ткани.

Впервые в сопоставлении с напряженно-деформированным состоянием костной ткани сегмента интактного зубного ряда рассчитаны соответствующие показатели при замещении частичного дефекта зубного ряда разными конструкциями несъемных протезов на имплантатах. Разработаны и зарегистрированы базы данных значений максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантата и при замещении дефекта зубного ряда с использованием имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования.

Впервые установлена близость закономерностей влияния негативных биомеханических факторов по данным клинического анализа и математического моделирования напряженно-деформированного состояния костной ткани.

Впервые рассчитаны совокупные затраты за 10-летний период на обеспечение, сохранение и коррекцию результатов протезирования дифференцированно в зависимости от биомеханических факторов установки и эксплуатации опорных имплантатов. Выявлены значительно большие затраты на сохранение результатов протезирования на имплантатах при отсутствии систематической профилактики осложнений.

Теоретическая и практическая значимость работы

На основании клинических отдаленных результатов протезирования на имплантатах и данных трехмерного математического моделирования напряженно-деформированного состояния периимплантатной костной ткани сформирован

ранжированный ряд негативных биомеханических условий установки внутрикостных имплантатов и их функционирования.

Сформированы базы данных исходов и значений прогностического риска неблагоприятного исхода имплантации дентальных имплантатов в зависимости от биомеханических факторов функционирования имплантатов, базы данных значений максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования одиночного имплантата и при замещении дефекта зубного ряда. Предложена прогностическая многофакторная модель состояния имплантатов в зависимости от исходных биомеханических факторов.

Представлены данные о структуре и частоте осложнений несъёмного протезирования на имплантатах при контроле через 10 лет после окончания протезирования; показана большая доля имплантатов (достигающая 90%), сохраняющих функции опор несъёмных протезов.

Продемонстрирована объективность трехмерного математического моделирования при сопоставлении с клиническими результатами. Раскрыта степень повышения функциональных напряжений в костной периимплантатной ткани под воздействием неблагоприятных биомеханических факторов. Указаны биомеханические факторы, приближающие напряжения в костной ткани при наклонной нагрузке к пределам ее прочности: недостаточный диаметр имплантата, периимплантит с резорбцией кости более 30% длины имплантата, немедленная нагрузка имплантата с отсутствием костного контакта 50% его поверхности, наклон имплантата или применение абатмента с углом 30°, неполное замещение зубного ряда, наличие мостовидного протеза с опорой на имплантат и зуб.

Продемонстрирована разница напряженно-деформированного состояния костной ткани интактного зубного ряда и имплантата, сегмента зубного ряда и протезов на имплантатах, замещающих соответствующий дефект: более высокая величина напряжения вокруг имплантата и концентрация напряжений в пришеечной зоне; близость показателей напряженно-деформированного состояния

при замещении дефекта зубного ряда имплантатами или мостовидным протезом на имплантатах.

Показана структура затрат на первичную коррекцию неблагоприятных биомеханических факторов, профилактику осложнений и их устранение. Выявлен ряд биомеханических факторов риска, первичное устранение которых обеспечивает экономию совокупных затрат на сохранение результатов протезирования.

Методология и методы исследования

В работе проведена клинико-рентгенологическая оценка состояния протезов и опорных имплантатов, установленных 10 лет назад. Проанализирована статистическая зависимость состояния периимплантатных тканей и частоты удаления имплантатов от биомеханических условий их установки и функционирования.

В экспериментальных условиях трехмерного математического моделирования сопоставлено при вертикальной и наклонной нагрузке напряженно-деформированное состояние кортикальной и губчатой костной ткани вокруг зуба и имплантата; мостовидного протеза с опорой на зубы или на имплантаты. Проанализирована степень увеличения напряжений в костной ткани при функционировании имплантатов в неадекватных биомеханических условиях.

С учетом баз данных зависимости результатов протезирования на имплантатах в клинике и в условиях математического моделирования разработана прогностическая многофакторная модель состояния имплантатов в зависимости от исходных биомеханических факторов.

На основании частоты выявления осложнений у пациентов с разными биомеханическими условиями рассчитаны совокупные затраты за 10-летний период на сохранение и коррекцию результатов протезирования на имплантатах.

Проведен статистический анализ с использованием критерия Стьюдента и уровнем достоверности различий $p < 0,05$.

Положения, выносимые на защиту

1. В настоящее время до 65% внутрикостных имплантатов устанавливаются или функционируют в неадекватных биомеханических условиях – при этом через 10 лет исходное состояние периимплантатной костной ткани и десны выявляется не более чем у 10% имплантатов, тогда как в среднем у пациентов с имплантатами на этом сроке контроля неизменное состояние периимплантатных тканей регистрируется у 18% имплантатов.
2. Неблагоприятное влияние ряда биомеханических факторов достигает 23% по частоте удаления имплантатов при среднем показателе 11%. Степень влияния усиливается в последовательности: недостаточное количество опорных имплантатов в мостовидных протезах и недостаточный объем костной ткани, установка имплантатов с наклоном к альвеолярному гребню, объединение имплантатов и зубов протезной конструкцией, немедленная нагрузка имплантатов, короткие и узкие имплантаты, повышенная функциональная нагрузка и супраконтакты протезов на имплантатах, низкая плотность костной ткани и недостаточная толщина кортикальной кости, отсутствие апроксимальных контактов коронок на имплантатах, неполное замещение зубного ряда.
3. Функциональные напряжения в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг денальных имплантатов превышают до трех раз величину напряжений вокруг зуба при идентичных нагрузках; напряжения локализуются вокруг платформы имплантата и более выражены при наклонной нагрузке.
4. В неадекватных биомеханических условиях функционирования имплантатов напряжения в периимплантатной костной ткани могут увеличиваться до 5 раз.
5. При наклонной нагрузке имплантатов напряжения в костной ткани превышают пределы ее прочности при периимплантите с резорбцией кости на треть длины имплантата, немедленной нагрузке имплантата с отсутствием костного контакта 50% его поверхности, наклоне имплантата или применении абатмента с углом 30°, вокруг узких имплантатов, неполном замещении зубного ряда, наличии мостовидного протеза с опорой на имплантат и зуб.

6. Разработанная прогностическая многофакторная модель на основе базы данных исходов имплантации в зависимости от биомеханических факторов функционирования имплантатов, а также базы данных значений максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов отражают степень риска развития осложнений в состоянии имплантатов в отдаленные сроки и способствуют профилактике перегрузки имплантатов на этапе планирования имплантологического лечения.

7. Неблагоприятные биомеханические факторы увеличивают на 30–50% совокупные затраты за 10-летний период на сохранение и коррекцию результатов протезирования на имплантатах; затраты в 3 раза меньше при соблюдении диспансерных профилактических мероприятий; первичная коррекция ряда неблагоприятных биомеханических факторов обуславливает через 10 лет экономию совокупных затрат на имплантацию, протезирование и профилактические мероприятия.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Научные положения диссертации соответствуют паспорту научной специальности 3.1.7. Стоматология, пункту 4 направлений исследований – «Разработка и совершенствование методов дентальной имплантации».

Степень достоверности и апробация результатов

Диссертация соответствует принципам и стандартам доказательной медицины. Достоверность проведенного исследования определяется достаточной репрезентативностью выборки пациентов с имплантатами и данными проведенного клинического исследования, результатами трехмерного математического моделирования напряженно-деформированного состояния периимплантатной костной ткани, экономическими расчетами, выполненными на

современном уровне с использованием соответствующего программного обеспечения, применением современных методов статистической обработки данных.

Материалы исследования доложены на Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Современные достижения стоматологии» (Киров, 2017), IV Международной научно-практической конференции «Современная медицина: актуальные вопросы и перспективы развития» (Уфа, 2017), Международной научно-практической конференции «Стоматология славянских государств» (Белгород, 2017, 2023), Всероссийской научно-практической конференции «Современные аспекты комплексной стоматологической реабилитации пациентов с дефектами челюстно-лицевой области» (Краснодар, 2019), Конференции «Актуальные вопросы стоматологии», посвященной основателю кафедры ортопедической стоматологии КГМУ, профессору И.М. Оксману (Казань, 2022, 2023), VI Международной научно-практической конференции «Междисциплинарный подход к диагностике, лечению и профилактике заболеваний тканей пародонта у пациентов с сахарным диабетом» (Санкт-Петербург, 2023), Международной научно-практической конференции молодых ученых и специалистов «Ильинские чтения» (Москва, 2022, 2023, 2024), Научно-практической конференции МБУ ИНО ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России «Научный авангард» (Москва, 2022, 2023, 2024), Научно-практической конференции стоматологов ФМБА России «Актуальные вопросы профилактики и лечения заболеваний полости рта» (Москва, 2024).

Апробация диссертационной работы проведена на заседании кафедры стоматологии Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России (02.09.2024, протокол № 1).

Внедрение результатов исследования в практику

Результаты исследования внедрены в практику работы ФГБУЗ «Клинический центр стоматологии» ФМБА России (Москва), МБУЗ «Стоматологическая поликлиника города Ростова-на-Дону» (Ростов-на-Дону), Центра стоматологии, косметологии и красоты «РОАНГОЛИ» (Москва), ФБУЗ «Приволжский окружной медицинский центр» ФМБА России (Нижний Новгород); в учебный процесс на кафедре ортопедической и общей стоматологии ФГБОУ ДПО РМАНПО, кафедре стоматологии Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, кафедре клинической стоматологии и имплантологии Академии постдипломного образования ФГБУ ФНКЦ ФМБА России, кафедре общей стоматологии ФГБОУ ВО «Чеченский государственный университет им. А.А. Кадырова», кафедре ортопедической стоматологии ФГБОУ ВО КубГМУ Минздрава России.

Личный вклад автора

Автор самостоятельно в полном объеме провел анализ литературных данных по теме исследования; осуществил клинико-рентгенологический анализ 1222 внутрикостных имплантатов под несъёмными протезами с эксплуатацией в течение 10 лет; провел дифференцированный анализ зависимости эффективности имплантации от биомеханических условий установки и нагрузки имплантатов; разработал «Прогностическую многофакторную модель состояния имплантатов в зависимости от исходных биомеханических факторов». С участием автора проведено трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантатов в сравнении с зубами, в сегменте нижней челюсти при замещении включенного дефекта имплантатами в сравнении с мостовидными протезами с опорой на зубы или на имплантаты; в трехмерных математических моделях

рассчитана степень увеличения напряжений в костной ткани при функционировании имплантатов в разных неадекватных биомеханических условиях. Созданы и зарегистрированы базы данных значений максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования. С участием автора проведены расчеты совокупных затрат за 10-летний период на сохранение и коррекцию результатов протезирования на имплантатах в зависимости от биомеханических и профилактических условий функционирования.

Публикации по теме диссертации

По результатам исследования автором опубликовано 54 печатные работы, в том числе 19 научных статей в журналах, включенных в Перечень рецензируемых научных изданий Сеченовского Университета/Перечень ВАК при Минобрнауки России, в которых должны быть опубликованы научные результаты диссертаций на соискание ученой степени доктора наук; 7 статей в изданиях, индексируемых в международных базах данных Web of Science, Scopus, PubMed, MathSciNet, zbMATH, Chemical Abstracts, Springer; 3 иные публикации; 17 публикаций в сборниках материалов международных и всероссийских научных конференций; 4 учебно-методических пособия; 4 свидетельства о государственной регистрации базы данных.

Структура и объем диссертации

Работа изложена на 257 листах компьютерного текста и состоит из введения, обзора литературы, трех глав собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и условных обозначений, списка литературы. Диссертация иллюстрирована 37 рисунками и 23 таблицами. Список литературы включает 380 источников, из которых 287 отечественных и 93 зарубежных.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Отдаленные результаты пользования протетическими конструкциями на внутрикостных дентальных имплантатах и факторы снижения эффективности протезирования

В стоматологической литературе увеличивается число публикаций по эффективности протезирования на имплантатах, особенно на сроках контроля 3–5 лет (реже 10 лет), с указанием факторов риска снижения эффективности в связи с удалением имплантатов [9, 14, 15, 51, 64, 65, 70, 77, 84, 97, 110, 117, 152, 153, 158, 174, 182, 184, 202, 208, 209, 222, 224, 234, 242, 249, 251, 268, 322, 331, 341, 348, 356].

О.А. Волковой (2018) проанализировал клинические и социологические результаты протезирования на имплантатах у 181 пациента (651 имплантат, 215 несъёмных и съёмных протезов) [44]. Наряду с клиническими оценками, психологическими опросниками была применена авторская компьютерная программа экспертной оценки качества имплантационного протезирования «ТРЕВОЛ». В течение 2 лет частичные и полные несъёмные имплантационные протезы (независимо от протяжённости) имели хорошее качество. Полные съёмные перекрывающие протезы (независимо от числа опорных имплантатов – от 1 до 4 – и способа фиксации) также характеризовались хорошим качеством. Любое протезирование на имплантатах повышало качество жизни с низкого или среднего до высокого уровня.

223 пациента с разными конструкциями протезов на имплантатах наблюдал С.С. Комлев (2020), используя клинический и функциональный анализ до и после лечения [110]. Использовали комплекс: компьютерная томография, рентгенологическое, электромиографическое, доплерографическое, биохимическое, микробиологическое, биомеханическое, математические методы исследования, компьютерное моделирование, электронная окклюзиография. Автор усовершенствовал изготовление съёмных протезов на имплантатах, что снизило количество осложнений протезирования с 9,4% до 5,2%. Содержание

С-телопептида коллагена I типа β -CrossLaps через 6 месяцев после протезирования 0,126 нг/мл, содержание С-реактивного белка в ротовой жидкости 0,358 мг/л, содержание остеокальцина 1,46 нг/мл; минимизировался качественный состав микрофлоры на 48,9%. Нормализуется кровоток в лицевых артериях через месяц после протезирования: 0,772. Через месяц после протезирования показатели электромиографии 276,78 мкВ. По данным С.С. Комлева, через год резорбция костной ткани у имплантатов была 0,71–0,85 мм, далее резорбция замедлялась и через 3 года составляла 0,88–1,14 мм.

В редкой группе пациентов с повышенным рвотным рефлексом Е.А. Кристаль (2018) показала эффективность использования внутрикостных имплантатов, используя внутриворотное сканирование челюсти, для оттирка 10% раствор лидокаина и 0,1% раствор галазолина для купирования рвотного рефлекса, уменьшая площадь протеза на 10% при балочной системе фиксации. Шаровидная и система фиксации Locator показали меньшие результаты [119].

На примере пациентов с полным отсутствием зубов А.И. Королев (2020) показал эффективность имплантационных опор. У 145 пациентов были применены неразборные имплантаты с минимальной длиной 10 мм и диаметром 2,1 мм. При среднем сроке наблюдения 4,9 лет выживаемость достигала 90% на нижней челюсти. Успешность выше у длинных имплантатов: соответственно 98,8% и 91,7%. Убыль кости у имплантатов была 0,67 мм в течение первого года, 0,85 мм после двух лет, 1,1 мм через три года. Потенциально важным фактором успеха оказалось качество костной ткани. При анализе качества жизни по опроснику ОНП-49 наиболее значимое улучшение наблюдали по шкале «Понесенный ущерб»; имелись гендерные различия по шкале «Психологический дискомфорт» и «Психологические ограничения» [117].

Разносторонние исследования М.И. Музыкина (2022) касались реабилитации пациентов с дефектами зубных рядов и дефектами челюстной кости, что позволило сделать важные выводы. Автор подтвердил атрофию костной ткани после удаления зуба, которая до 48,5% случаев имеет выраженный характер. В его наблюдении нуждаемость в протезировании более 34%. Отмечено, что скуловая кость не

подвергается атрофии. На практике консервация и восстановление стенок альвеолы производятся редко – не чаще 20%. При наличии в кости дентального имплантата автор описывает osteo-мышечный рефлекс, определяющий функционирование жевательных мышц. Автор утверждает, что современные методы стоматологической реабилитации с помощью дентальных и скуловых имплантатов у пациентов с атрофией альвеолярного отростка (части) челюсти позволяют добиться выживаемости более 90% при каждом из используемых методов лечения. Скорость и характер репаративного остеогенеза после удаления зубов и костно-пластических операций зависят от метаболической активности остаточных стенок альвеолы [152].

Семилетний опыт Р.У. Берсанова (2016) даёт 10,0% удалений имплантатов, но по-разному при разных конструкциях протезов. В частности, частота удалений увеличивается в последовательности от коронок на имплантатах, мостовидных протезов до покрывных протезов на имплантатах, до полных и частичных съёмных и затем до покрывных протезов на зубах [16].

Глубокий анализ эффективности протезирования на имплантатах провёл Д.А. Бронштейн (2018), выделив пациентов с полным отсутствием зубов и сроком установления имплантатов 10 лет. Вначале автор даёт сведения об эффективности имплантации независимо от протяжённости дефекта, а именно: преимущественное применение имплантатов у лиц с частичным отсутствием зубов (в боковом отделе) для несъёмного протезирования в условиях отсроченной имплантации (30% с применением остеопластических материалов) со средним числом имплантатов на 1 пациента. При этом за 10 лет удаляется 5,1% имплантатов, а около 20% имплантатов полностью сохраняет исходное состояние десны и кости. Хуже обстоят дела при использовании имплантатов у лиц с полным отсутствием зубов. Наиболее «опасный» срок эксплуатации 5–7 лет. Интересны данные о 70% жевательной эффективности укороченного зубного ряда в сравнении с интактным. Также важно, что при повторном протезировании после удаления имплантатов 60% пациентов изъявляют желание вновь устанавливать имплантаты, указывая на значительное улучшение качества жизни при таком протезировании [32].

Анализируя 5-летний опыт имплантации, Г.Н. Журули (2010) выделяет как лучшие объединённые и одиночные коронки, как худшие – мостовидные протезы. Автор подвергает критике короткие имплантаты и установленные с наклоном, а также указывает на более частую дезинтеграцию имплантатов в клинических условиях одностороннего жевания и окклюзионных супраконтактов [75].

При замещении на имплантатах частичных дефектов зубных рядов А.А. Стрекалов (2021) перечисляет следующие биологические осложнения: рецессия десны – 66,6%, мукозит – 11,5%, гипертрофия и гиперплазия мягких тканей – 9,3%, периимплантит – 7,3%, воспаление десны под протезом – 5,2% (больше при цементной фиксации). Технические осложнения: отсутствие материала, закрывающего винтовую шахту – 44%, повреждение облицовочного материала – 28,6%, раскручивание фиксирующего винта – 17,9%, расцементирование – 10,7%, сколы облицовки – 1,2% [241].

Эффективность имплантации с ранней нагрузкой с акцентом на первичную стабильность изучена Д.А. Порфенчуком (2020). При I и II типах костной ткани коэффициент стабильности имплантатов (КСИ) 74,5 ед., торк-тест 34,1 Н/см и относительный коэффициент первичной стабильности (Торк/КСИ) – 45,5%. Имплантаты разного производства обладают разной стабильностью. Через 3 недели стабильность снижается до 71,0 ед. и вновь увеличивается до 76,7 ед. Индекс Грин-Вермильона нормализовался через 3 месяца и оставался стабильным в течение года, индекс Мюлеманна восстанавливался через 6 месяцев. По результатам рентген-исследования у имплантатов цилиндрической формы резорбция кости через год была до 1,5 мм (через 2 года увеличение резорбции было только у 2,7%) [184].

В условиях костной пластики и пятилетней оценки эффективности имплантации А.М. Цициашвили (2021) сообщает о следующих результатах (по убывающей): костная пластика с отсроченной имплантацией (успешность лечения 71%, выживаемость имплантатов 97%, встречаемость осложнений 45%), костная пластика с одномоментной имплантацией (соответственно 90%, 92%, 47%), узкие или короткие имплантаты без костной пластики (80%, 85%, 59%) [270].

Неизбежная резорбция костной ткани вокруг установленных имплантатов в отдалённые сроки подтверждена по 10-летнему опыту Д. Френчем и соавт. (2017). В среднем её уровень 0,5 мм (у 15% 1 мм и более, у 5% более 2,3 мм). Авторы зафиксировали среднюю убыль кости через 3 месяца после установки имплантатов (0,06 мм). Обычно резорбция кости сочеталась с кровоточивостью десны [262].

Очень протяжённый период функционирования разных протезов на имплантатах (20 лет) обобщил в Ростове-на-Дону А.С. Иванов (2019). На фоне неорганизованной диспансеризации пациентов с имплантатами частота их удаления со временем нарастала: при контроле 5 лет этот показатель у лиц с частичным отсутствием зубов был 6,6%, у лиц с полным отсутствием зубов 26,6% – 30,3%; при контроле 20 лет соответственно 63,1% и 100% при полном отсутствии зубов независимо от первичной конструкции [237].

Ведущим фактором риска воспалительных состояний в периимплантатных тканях (мукозит, периимплантит), являющихся, в свою очередь, основной причиной несостоятельности внутрикостных имплантатов, считается микробный фактор, особенно при нарушении гигиены рта [4, 13, 30, 44, 48, 55, 69, 73, 83, 92, 102, 105, 107, 109, 121, 127, 131, 132, 147, 155, 170, 179, 212, 225, 229, 238, 260, 261, 273, 274, 278, 283, 285, 288, 298, 312, 314, 339, 344, 369, 372].

Многоплановый анализ факторов влияния на остеоинтеграцию имплантатов провела в большой группе пациентов А.О. Зекий (2018). Среди методов контроля были: частотно-резонансный метод определения стабильности имплантатов, рентгенография (ортопантомография, визиография, компьютерная томография), локальная денситометрия, индекс гигиены рта (индекс Грина-Вермилиона, гингивальный индекс, индекс Loe и Silness), индекс кровоточивости десневой борозды (проба Мюллемана), субъективный тест адаптации в визуальной аналоговой шкале, опросник «Прогноз адаптации к ортопедическим конструкциям» В.И. Шемонаева, коэффициент дезадаптации. Исследовалась ротовая жидкость: рН, буферная ёмкость, плотность, вязкость, поверхностное натяжение, коэффициент трения скольжения, компьютерная кристаллография, определение концентрации альбумина, ионов кальция, фосфатов, активности α -

амилазы и щелочной фосфатазы, исследование пародонтопатогенов методом полимеразной цепной реакции реального времени. Автор рекомендует исследования ротовой жидкости и периимплантационной жидкости проводить в микрообъёмах до 0,2 мл с использованием микрометодов высокоточной видеофиксации физико-химических процессов. Установлены у пациентов с риском поздних воспалительных осложнений характерные изменения: увеличение вязкости слюны в 1,72–2,44 раза, коэффициента трения скольжения – в 1,24–1,87 раза; увеличение радиальной высоты периферической зоны фации при кристаллографии в 2 раза, белково-кристаллического коэффициента – в 1,25 раза; снижение коэффициента структуропостроения в 1,26 раза. У пациентов с риском осложнений биохимическое исследование показывает снижение в 1,8 раз концентрации ионов кальция, активности α -амилазы, коэффициента интерлейкин 1 бета (IL-1 β) / макрофагальный белок воспаления альфа-1 (MIP-1 α) и увеличение в 1,6 раз коэффициента матриксная металлопротеиназа 8 (MMP-8) / тканевой ингибитор металлопротеиназы-2 (TIMP-2). Автор обосновала герметизацию внутреннего интерфейса имплантата с помощью специальных матриц с антисептиком в период установки и временного протезирования, что уменьшало обсеменение пародонтопатогенами (*A. actinomycetemcomitans* – в 2,3 раза, *P. gingivalis* – в 3,8 раза, *B. forsitus* – в 1,5 раза). и дополнительно снижало обсеменённость области остеоинтеграции в отношении основных пародонтопатогенов: *A. actinomycetemcomitans* – в 2,7 раза, *P. gingivalis* – в 3,8 раза, *B. forsitus* – в 1,9 раза. Автор выдвинула любопытный вывод о целесообразности установки имплантатов в конце осени – начале зимы [82].

Д.Г. Кипарисова (2019) проанализировала роль гигиены рта в эффективности протезирования на имплантатах, обследовав 140 пациентов и сравнив съёмные и несъёмные протезы. Методы сравнения: анкетирование, осмотр рта, определение индекса гигиены, папиллярно-маргинально-альвеолярного индекса, зондирование в области имплантатов, рентгенологическое исследование. Исходно уровень гигиены рта при несъёмном протезировании на имплантатах у 45,8% пациентов был неудовлетворительным и плохим, у 31,4% – плохой уровень чистоты протеза.

Как показала электронная микроскопия, повреждения имплантатов при профессиональной гигиене могут минимизироваться пластиковыми инструментами и полировочным порошком с пониженной абразивностью. Профессиональный уход улучшает гигиену имплантатов на 64% и десны – на 30% [98].

В процессе обоснования применения сока пихты сибирской как основы ополаскивателя рта у лиц с имплантатами, А.С. Романов (2023) показал важность профилактических мероприятий относительно периимплантита на разных этапах протезирования и пользования протезами. Фиксация протеза на имплантатах за полугодие ухудшает в 2 раза гигиенические и пародонтальные показатели с медленным ухудшением в дальнейшем [211].

А.Ю. Дмитриев (2018) изучил антимикробную активность российских средств гигиены рта (без хлоргексидина) и установил их воздействие на *S. aureus*, *C. albicans*, *S. mutans*, *E. coli*, *P. aeruginosa*. Предложенные антиоксидантные зубные пасты снижают выявляемость анаэробов во рту (4% против 15,8% нормофлоры) и грибов рода *Candida* (до 10,8%) [65].

Роль гигиены рта в прогрессировании заболеваний мягких тканей десны и слизистой оболочки рта показала в своем исследовании А.В. Арзуканян (2021). В её исследовании исходный уровень гигиены у стандартных обследованных был неудовлетворительный, а предложенный расширенный протокол гигиены без травмирования слизистой оболочки снижает количество пародонтопатогенов (вплоть до элиминации *P. gingivalis* и *Tannerella forsythensis*) [11].

Э.В. Гриненко (2022) настораживает врачей-стоматологов относительно комплаентности и тревожности пациентов в соответствии с увеличением возраста (соответствующие показатели снижены до 69% и увеличены до 75%). Разработанные автором персонифицированные программы гигиены полости рта, основанные на периодичности профессиональной гигиены рта, улучшали состояние пародонта (Индекс зубного налета на аппроксимальных поверхностях 75,5%; папиллярно-маргинально-альвеолярный индекс 39,05%). Интересно, что

возрастание комплаентности при реализации программ более эффективно в группе с низким уровнем мотивации [55].

Строгий контроль периодичности профгигиены и коррекции окклюзии позволил Е.И. Семёнову (2016) снизить у пациентов с 10-летним сроком после имплантации число осложнений с 25,4% установленных имплантатов до 8% [221].

Оригинальный протокол гигиены («Guided biofilm therapy»), предложенный В.Р. Шашмуриной и Л.И. Девликановой (2018), без которого через 10 лет после имплантации наблюдался периимплантит у 56% пациентов, а интактные периимплантатные ткани – у 19,5% [278].

И.С. Мащенко и соавт. (2019) считают ведущей причиной развития воспалений у имплантатов дисбактериоз рта [260].

Очень важный результат анализа гигиены в ходе протезирования на имплантатах, полученный З.У. Сакаевой (2023), показал колебания гигиенического индекса на этапах до имплантации, после установки формирователей десны, после временного протезирования и каждые полгода пользования постоянным протезом на имплантатах. Это заставляет проводить профессиональную гигиену рта в начале каждого перечисленного этапа и затем каждые полгода [215].

Интересный эксперимент провели М.В. Яковлев и соавт. (2020), продемонстрировав на титане «Grade 5» быстрое формирование биоплёнки *E. coli* и *C. albicans*. В то же время в сравнении с нержавеющей сталью титан обладает, по выражению авторов, антибиоплёночным потенциалом [4].

В плане накопления микроорганизмов в технологических зазорах имплантата и протеза имеются сведения о негативном значении зазора имплантата с абатментом [38, 93, 131, 136, 140, 153, 182, 188, 191, 236, 268].

С этих позиций И.Р. Хафизов (2019) сравнил прецизионность указанного микрозазора у имплантатов и опирающихся на них балок разной технологии изготовления. Автор пропагандирует метод искровой эрозии при припасовке балок к имплантатам (опираясь на лабораторные, микробиологические, клинические данные) [268].

В сравнительном исследовании Ю.А. Повстянко (2018) показал под микроскопом типичный размер микрозазора современных имплантатов со стандартными абатментами – не более 6,7 μm]. Для этой величины (по данным пятилетнего клинического наблюдения) имеют значение состав титана [182].

В исследовании Д.В. Мартынова (2021) стоматологи рекомендуют проводить профгигиену 2 раза в год, около 15% – ежеквартально. Сам автор по опыту отдаёт предпочтение глубокому острому конусному соединению имплантатов с абатментом [136].

М.Я. Саламов и соавт. (2021) по сути повторили исследование Д.В. Мартынова, но изучили индивидуальные фрезерованные керамические абатменты [38, 188, 236]. Авторы зафиксировали значительное увеличение их востребованности.

С целью изоляции места соединения абатмента с имплантатом предложен материал «ГермаАбат». Его эффективность доказана сравнительными бакпосевами из внутреннего пространства имплантата и колориметрическим тестом на просачиваемость содержимого пространства, поскольку без герметизации заселение микроорганизмами шахты имплантата происходит через сутки [191].

Близкое по дизайну исследование провели А.Т. Яковлев и соавт. (2015), которые выявили в шахте имплантата преобладание анаэробной флоры (*S. aureus*, *S. haemolyticus*, *P. intermedia*, *P. gingivalis*, бактероидов), объяснив этот факт недостатком кислорода в этом пространстве. Выявлены также аэробные микроорганизмы *Micrococcus spp.*, *Branchamella catarrhalis*; не обнаружены *Candida spp.* и *Actinomyces spp.* Авторы считают, что профилактикой микробного обсеменения является адекватное усилие при соединении абатмента и имплантата [93].

У 50% имплантатов через 6 месяцев после присоединения абатментов Т.Г. Махмудов (2019) выявлял микрофлору, невзирая на величину зазора; в эксперименте он зафиксировал появление микробов в шахте имплантатов уже через полчаса пребывания в слюне. В то же время общее число микроорганизмов

вокруг функционирующих имплантатов было на треть меньше, чем вокруг зубов [140].

Рекламируя высокоточный семиосный фрезерный станок для фрезерования абатментов, Ф.Ф. Лосев и соавт. (2017) подтверждают возможность подтекания слюны в технологический зазор, поскольку недостаточное качество фрезерования приводит к его величине до 300 мкм. В своей работе авторы стремятся минимизировать зазор 10 мкм [131].

А.А. Мураев и С.Ю. Иванов (2019) настораживают относительно коррозии винта, соединяющего абатмент с имплантатом [153].

Довольно часто фактор микробной агрессии на фоне недостаточной гигиены рта вызывает периимплантит с разной степенью резорбции костной ткани, борьбе с которым посвящено много исследований [2, 49, 70, 89, 112, 146, 147, 148, 155, 191, 203].

Снижению эффективности лечения на имплантатах способствует прогрессирование периимплантита, и М.М. Гарунов (2023) считает успехом его устранения подсадку остеоматериала в зону пришеечной резорбции. В своём исследовании он применял гидроксиапатит и трикальцийфосфат (модифицированные гиалуроновой кислотой); автором установлена прямая связь скорости резорбции костной ткани при периимплантите с плотностью кости, активностью биохимических маркеров (кислой и щелочной фосфатазы, эластазы), коэффициентом стабильности имплантата [49].

Э.Ш. Алескеров (2022) установил показания для подключения фотодинамики к терапии периимплантита, а именно превышение IL-6 более 21,7 пг/мл и катепсина К свыше 4,5 пмоль/л. Таким образом, снижается частота удаления имплантатов с периимплантитом с 45% до 5%, глубина периимплантатных карманов и кровоточивости, снижается коэффициент содержания бактерий (через 3 недели 0,84 против 0,19 при стандартной терапии, через полгода – соответственно 2,08 и 2,95), снижается уровень провоспалительных медиаторов (через 3 недели IL-6 – на 55,4%, через полгода – на 60%) и маркеров активности остеокластов (катепсина К и тартрат-резистентной кислой фосфатазы) [2].

По данным Д.В. Михальченко (2022), проводившего ретроспективный анализ медицинских карт, постпротетические воспалительные осложнения имплантации достигают 11,9%, чаще у молодых пациентов (средний возраст 34,2 лет). Показана низкая эффективность лечения периимплантита – 27,1% случаев. Автор связывает периимплантит с психологическими проблемами (стрессом), поскольку содержание адреналина составляло 127,047 пг/мл, норадреналина 381,3607 пг/мл, кортизола 430,62 нмоль/л, имелся высокий уровень стресса (значение Psychological Stress Measure – более 125 баллов). Это отражалось на результатах лазерной доплеровской флоуметрии (M – 31,92 пф.ед, δ – 2,04 пф.ед., Kv – 6,4, повышение амплитуды пульсовой волны на 42,8%, и увеличение дыхательных колебаний в 2,5 раза. Авторский метод лечения периимплантита (озонирование и транскраниальная электростимуляция) обеспечил отсутствие боли и кровоточивости через 2 недели лечения, улучшение локального кровотока, увеличение уровня противовоспалительного цитокина IL-10, снижение стресса (через год индекс централизации 1,4 усл. ед.). На фоне рецидивирования периимплантита при стандартном лечении (от 15 до 33%) авторский метод обеспечил полное отсутствие рецидивов на протяжении года [146, 147, 148].

Ф.М. Мустафаева (2017) глубоко изучила биохимические показатели при развитии периимплантита как в крови, так и в периимплантатной борозде. Зафиксировано изменение содержания цитокинов (IL-1 β , IL-6, IL-10, IL-17A, CD40l), нитрат-нитритов и миелопероксидазы (оксидативный стресс). Профессиональная гигиена, фотодинамическая терапия, остеопластика, антиоксидантная витаминотерапия и аминокислоты («Immugen») нормализовали биохимические показатели [155].

Обязательное исследование методом полимеразной цепной реакции (ПЦР) содержимого карманов при периимплантите рекомендует Ф.А. Хафизова и соавт. (2020) ввиду выявленного ими дисбаланса микрофлоры рта при этом состоянии, в частности, увеличения *Fusobacterium* [191].

Также с помощью ПЦР-диагностики В.Н. Царёв, А.М. Панин и соавт. (2017) показали зависимость периимплантита от нарастания содержания во рту

бактериями (*P. gingivalis*, *T. forsythia*, *A. actinomycetemcomitans*, *P. intermedia* и *T. denticola*), провоспалительных цитокинов (IL-17A, IL-1 β) и противовоспалительных интерлейкинов (IL-4 и IL-8) [112].

Важным фактором, способствующим снижению эффективности протезирования на имплантатах, определён фактор наличия соматических заболеваний у пациентов с дентальными имплантатами [12, 13, 59, 97, 123, 134, 159, 202, 249].

В работе В.В. Аришковой (2019) показана эффективность протезирования на имплантатах у самой сложной категории больных – с онкологическими заболеваниями после лучевой и химиотерапии [12]. Им устанавливались 82 имплантата (у 30 человек) и проводилось сравнение с близкой по количеству группой здоровых лиц с имплантатами. Стандартная двухэтапная имплантация завершалась измерением стабильности раскрытых имплантатов с помощью прибора Osstell ISQ. Лучевая диагностика и гистоморфометрия костной ткани челюстей в момент установки имплантатов показали, что после радикальной лучевой и химиотерапии репаративный остеогенез смещён в сторону резорбции (BB=0,4), однако замедленная перестройка костной ткани не критична, и её нельзя считать противопоказанием к имплантации. Границей показаний определена максимально допустимая суммарная очаговая доза не более 70 Гр; неприемлемыми химиотерапевтическими препаратами признаны парентеральные бисфосфонаты, срок не менее 6 месяцев ремиссии после противоопухолевого лечения.

Актуальным для современности фактором влияния на эффективность имплантации является лучевая терапия онкологических заболеваний, на что указывает А.М. Дениев (2019) по опыту протезирования на имплантатах, установленных в реваскуляризованные аутооттрансплантаты при замещении дефектов челюстей. Как процессы в зоне контакта «аутооттрансплантат – реципиентная кость», так и структура трансплантата через год хуже у лиц, перенёсших лучевую терапию. Тем не менее, рекомендуется имплантация через полгода после остеопластики с началом протезирования ещё через полгода. По данным резонансно-частотного анализа, при раскрытии имплантатов стабильность

при отсутствии лучевой терапии достигает 80 ед. ISQ, а на фоне лучевой терапии на 10% меньше. Вертикальная резорбция костной ткани у имплантатов через 1,5 года была 1,5 мм у 98,3% прооперированных без лучевой терапии (при её наличии – у 91,4%) [59].

Сложные условия дентальной имплантации изучались в работах А.М. Дениева, Т.В. Брайловской и соавт. (2018) устанавливавших имплантаты после реконструктивных операций в реваскуляризованный аутотрансплантат [59, 202]. По их мнению, дентальная имплантация у таких пациентов показана через 6 месяцев после аутопластики, т. е. при стабилизации консолидации и ремоделирования аутотрансплантата. При этом обеспечивается хорошая стабильность имплантатов (до 83,4 ед. ISQ у пациентов с доброкачественными новообразованиями и травмами и до 76,4 ед. ISQ при злокачественных образованиях). Установлена разная степень резорбции костной ткани у имплантатов в зависимости от привлечения лучевой терапии (через полтора года у большинства больных без лучевой терапии 1,5 мм; при проведении в анамнезе лучевой терапии вертикальная резорбция костной ткани на этом сроке и этой величины была у 91,4% больных).

В.А. Карабушин (2021) за 5 лет обследовал перед имплантацией 259 пациентов с экзогенно-конституциональным ожирением и 210 пациентов с нормальной массой тела. Плотность костной ткани измеряли на компьютерном томографе. Биохимически методом иммуноферментного анализа определяли С-телопептиды коллагена 1-го типа, остеокальцин, остеопротегерин и растворимый лиганд рецептора-активатора ядерного фактора каппа-β. Установлена более значительная распространённость хронического генерализованного пародонтита у лиц с ожирением (51% против 36,2% с нормальным весом). У лиц с ожирением более выражена и более длительна воспалительная реакция после имплантации. Для таких пациентов характерно уменьшение оптической плотности костной ткани челюстей, повышение уровней в ротовой жидкости лиганда рецептора ядерного фактора каппа-β, С-концевых телопептидов коллагена типа I, снижение уровней остеокальцина, остеопротегерина и соотношения остеопротегерин-лиганд

рецептор активатора ядерного фактора каппа-β (что отражает превалирование костной резорбции и остеокластогенеза на фоне ингибирования остеобластогенеза). В этом случае восстановление оптической плотности костной ткани до 80% происходит через 3 месяца после имплантации и сопровождается восстановлением в ротовой жидкости маркеров костного метаболизма (остеокальцина, С-концевых телопептидов коллагена типа I, лиганд рецептора активатора ядерного фактора каппа-β, остеопротегерина) и соотношения остеопротегерин-лиганд рецептора активатора ядерного фактора каппа-β. При ожирении остеоинтеграция завершается через 6 месяцев, а при наличии высокого кардиометаболического риска – через 12 месяцев [97].

Особенно плохая гигиена рта характерна для пациентов с вредными привычками, в частности, для курильщиков. Н.И. Макарова (2021) показала уязвимость имплантологического лечения в этих условиях. При помощи лазерной доплеровской флоуметрии у курильщиков показаны расстройства микроциркуляции в десне (спазм и угнетение вазомоторной активности), снижение уровня кровотока. Замечено увеличение сроков репарации тканей вокруг имплантатов и снижение их плотности. Улучшение результатов происходило при сочетанном терагерцевом облучении области операции и проекции мечевидного отростка грудины (включая временное прекращение курения); возобновление курения вновь ухудшает кровоснабжение тканей [134].

Адекватное медицинское сопровождение больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями позволило А.А. Исмоилову и соавт. (2021) достичь у них хорошей остеоинтеграции имплантатов и профилактировать воспаление. Доказано отсутствие через 5 лет костной резорбции у 87,5% и 78,1% больных гипертонией лёгкой степени и начальной стенокардией; углубление патологии снижало эти показатели до 82,6% и 73,1% [92].

В целом по опыту имплантации у лиц с соматическими заболеваниями Г.Г. Ашуров и соавт. (2021) сообщают: хороший результат – 86,2%, удовлетворительный – 10,7%, неудовлетворительный – 3,1%; дальнейшее

функционирование протезов на имплантатах несколько ухудшало указанные показатели (соответственно 81,7%, 12,9% и 5,4%) [13].

Из публикации С.В. Тарасенко и соавт. (2021) следует, что у лиц с дефицитом витамина D3 периимплантит выявлялся в течение 10 лет наблюдения у 47% больных [159].

Значительную роль в развитии осложнений имплантации играет характеристика мягкой ткани, прилежащей к имплантату. Ее уплотнению хирургическим путём или формированию с помощью стандартных и индивидуальных формирователей десны и абатментов посвящён ряд исследований [28, 45, 48, 52, 56, 71, 258, 262].

Так, Е.А. Богатов (2020) обследовал 140 пациентов с частичным отсутствием зубов в Московской области перед дентальной имплантацией, сконцентрировав исследование на концевых дефектах зубных рядов. Сравнивались 2 группы: со стандартными и с индивидуальными формирователями десны (далее всем пациентам изготавливались индивидуальные абатменты для постоянных протезов) – на протяжении года проводились исследования десневой жидкости, микрофлоры, периотестометрии и окклюзии по «Т-scan». При использовании стандартного формирователя через год после установки постоянного протеза выяснялось неточное соответствие десневого контура индивидуальному абатменту по показателям гигиены: индекс Грина-Вермильона 1,98 против 0,98 при использовании индивидуального формирователя, индекс Russel соответственно 2,58 и 0,58. В итоге у 25,1% пациентов со стандартными формирователями развились осложнения (периимплантит 5,4%, мукозит 19,7%); у этих пациентов повышались маркеры воспаления ММР-2, ММР-8 и IL-1 β , и выявлялась патогенная микрофлора в десневой жидкости. При использовании индивидуальных формирователей десны только у 12,5% пациентов были осложнения (периимплантит 1,8%, мукозит 10,7%). Определено меньшее повышение маркеров воспаления при использовании индивидуальных формирователей десны по сравнению с стандартными: ММР-2 2 нг/мл; ММР-8 77 нг/мл; фактор некроза опухоли альфа 37 пг/мл; IL-1 β 183 пг/мл; МIP-1 α 9,8 пг/мл [28].

Близкую по задачам работу провёл А.Н. Воронин (2020), применив для 60 пациентов с отсутствующим одним зубом в боковом отделе челюсти разные формирователи десны: стандартный формирователь из титана, индивидуальный формирователь из титана, индивидуальный формирователь из полиметилметакрилата, индивидуальный формирователь из полиэфирэфиркетона (РЕЕК) [45]. Индексная оценка десны на протяжении 4 месяцев сопровождалась анализом микрофлоры и лазерной флоуметрией кровотока. Более благоприятные показатели индекса гигиены Silness-Loe и папиллярно-маргинально-альвеолярного индекса индекса были при использовании индивидуальных титановых формирователей и из полимера РЕЕК. Формирование контура десны сопровождается динамикой микроциркуляции: через 1 неделю после установки стандартного формирователя десны ишемия тканей меньше (интенсивность кровотока снижается на 21,9% против 31,5%, 23,8% и 26,4% при использовании индивидуального формирователя из титана, полиметилметакрилатной пластмассы и РЕЕК-полимера). Ишемия через 3–4 недели исчезает. После установки постоянного протеза при использовании стандартного титанового формирователя интенсивность кровотока в десне снижается на 52,7%, а в соответствующих ранее описанных группах на 16,5%, 26% и 9,4% соответственно, то есть в этих группах менее выражена в ответ на функциональную нагрузку. Уровень кислородного метаболизма (по данным оксиметрии) после установки формирователя десны снижается на 18–26%, представляя собой отражение тканевой гипоксии. Она ещё усиливается после постоянного протезирования на период до полугода. По оценке адгезии микроорганизмов хуже были формирователи десны из полиметилметакрилата.

Опасность тонкого биотипа десны для быстрого развития рецессии как у зубов, так и у имплантатов изучил Э.А. Гарибян (2021), уплотняя десну в эксперименте и в клинике с помощью соединительнотканного трансплантата, ксеногенного коллагенового матрикса Mucoderm, коллагенового матрикса FibroMATRIX. Автор констатировал, что «видимая» десневая рецессия составляет 44% «скрытой» костной резорбции. В условиях «скрытой рецессии» пластика

субэпителиальным соединительнотканым трансплантатом приводит к регенерации и незначительному приросту толщины и высоты наружной костной пластинки; при этом десна биотрансформируется в средний и толстый фенотип (при использовании коллагеновых матриц Mucoderm, FibroMATRIX – в средний фенотип). Автор не видел существенной разницы между туннельной и конвертной методиками операции, но считает «золотым стандартом» аутологичный трансплантат [48].

Большой привлекательностью из-за укорочения сроков реабилитации пациентов при удалении зубов обладает методика немедленной имплантации в лунку удалённого зуба, которая все же даёт большее количество осложнений в сравнении с отсроченной имплантацией. По данным М.В. Дьяковой (2018), на фоне тонкого биотипа десны и толщине кортикальной вестибулярной пластинки до 1 мм удаление зуба приводит к уменьшению кератинизированной десны, высоты межзубных сосочков и преддверия рта, толщины альвеолярного гребня в 2 раза. Это происходит через 3–6 месяцев после удаления зуба. Эти признаки составляют основные эстетически важные показатели протезирования на имплантатах в зоне улыбки. Выработаны показания для немедленной имплантации без риска рецессии десны: дефект вестибулярной стенки в верхней трети не более 5 мм, интактная кортикальная пластинка толщиной более 1 мм, толстый и средний биотип десны. Противопоказанием является острое воспаление в лунке. Отсроченная имплантация создаёт при протезировании дефицит десны до 15%. Применение комбинированного соединительнотканного аутоотрансплантата с эпителиальным краем при деструкции вестибулярной стенки даёт увеличение толщины слизистой оболочки на 86% при тонком и 55% при среднем биотипах, удерживает зенит десневого контура [71].

Рецессия десны, как проявление существующего фактора риска воспалительных осложнений, изучалась Е.И. Гусариной (2022) с фиксацией способствующих факторов – тонкий биотип десны (61,1% обследованных), узкая зона прикреплённой кератинизированной десны (70,8%), мелкое преддверие полости рта (67,2%), скученность фронтальных зубов (24,3%), тонкая

вестибулярная кортикальная пластинка (59,7%). Автору удалось создавать зону прикреплённой кератинизированной десны до 4,5 мм с её уплотнением и закрытием рецессии [57].

Периимплантатная мягкотканная зона зависит от преддверия полости рта. А.Д. Лысов (2020) предложил методику вестибулопластики в имплантологии, считая наиболее выгодным аутотрансплантацию слизистой оболочки задней трети твёрдого нёба. Улучшает результаты биodeградирующий материал «ЛитАр», что показано автором в эксперименте. Через год после сочетанной вестибулопластики соединительнотканым трансплантатом резорбция костной ткани у имплантатов была до 0,75 мм против 1,5 мм в контрольной группе, рецессия десны 0 мм против 0,25 мм; улучшение остеоинтеграции имплантатов (у 78,4% КСИ 70 единиц против 60 единиц у 65% в контрольной группе) [132].

А.М. Фролов (2022) отдаёт предпочтение неваскуляризированным аутотрансплантатам с нёба (в том числе пропитанных гиалуроновой кислотой) при установке монолитных одноэтапных имплантатов в условиях тонкого биотипа десны. Данная методика увеличивает в 2,0–2,7 раза толщину слизистой оболочки, способствует небольшой резорбции костной ткани (через полгода 0,2 мм против 0,9 мм при обычной имплантации), увеличению кровотока до 82%, колеблемости потока эритроцитов до 88,2%, увеличению капилляров на 12,54% с оксигенацией микроциркуляторного русла 83,16% [263].

Другой автор, А.С. Утюж (2017), выявлял мукозит у 15,4% имплантатов, периимплантит у 7,1%, удалений 1,9% имплантатов [258].

Значимость материала формирователя десны для снижения его колонизации микроорганизмами подчёркивают Р.Ш. Гветадзе и соавт. (2019) по регистрации такой колонизации уже через неделю пребывания во рту (*S. mitis*, *S. salivarius*, *S. milleri*, *S. mutans*). Хуже всего показали себя формирователи из пластмассы, лучше – их титана, среднее положение – из полимера РЕЕК [52].

Этой же цели – формированию периимплантатной десны – служат временные протезы, для которых важны механические свойства (прочность, стираемость), так и сопротивляемость материала адгезии микроорганизмов [14, 86].

Значимость для эффективности протезирования такого обязательного этапа как временное протезирование на имплантатах изучала Н.В. Багрянцева (2020). Изучалась микробная адгезия к 17 материалам для съёмных и несъёмных протезов на имплантатах. Клиническое исследование с оценкой временных ортопедических конструкций затрагивало 81 человек через 3 и 6 месяцев после их фиксации во рту; оценивалось в динамике качество жизни. По данным эксперимента с микробной адгезией лучшую оценку получили CAD/CAM YETI PMMA термопластичный материал, CAD/CAM PMMA акриловая пластмасса для метода фрезерования, а также пластмассы горячей полимеризации для базисов съёмных протезов и термопластичные материалы. К шести месяцам пользования удовлетворённость пациентов протезированием была 4,5 балла. Автор предложила компьютерную программу выбора варианта временного протеза. Отмечено повышение качества жизни после временного протезирования на имплантатах и стабильная динамика гигиенических и пародонтальных индексов [14].

В последнее время появились сообщения об особенностях функционирования имплантатов на фоне психологического стресса [15, 293, 296, 299, 313, 314, 358, 360, 361, 367, 376, 377].

А.В. Баскова (2018) проанализировала эффективность протезирования на имплантатах через 3 года, разделив 93 пациентов на 2 группы: с осложнениями и без таковых; особенностью исследования стало психологическое исследование в зависимости от наличия осложнений. Разработанные автором рекомендации применены у 37 пациентов перед имплантацией в эстетически значимой зоне. Из числа обследованных пациентов 51,6% составили интерналы и 48,4% – экстерналы. Выявлены связи стоматологических и психологических, а также социально-экономических характеристик пациентов, в частности, локусом контроля и возрастом, индексом гигиены и возрастом, индексом гигиены и степенью готовности к риску. В группах с осложнениями имплантации и без таковых выявлена разница относительно времени, которое пациенты готовы потратить на лечение; показателям мотивации к избеганию неудач и готовностью к риску; возрастом и уровнем мотивации к избеганию неудач. Среди показателей через

3 года: 61,3% – отсутствие резорбции, 38,7% – резорбция костной ткани (77,8% – на 1/3 длины имплантата 22,2% – на 1/2); 79,5% – отсутствие рецессии десны, 20,5% – рецессия десны. Автор считает полезным психологический анализ пациентов перед имплантацией [15].

Совокупные данные всех включённых исследований показали, что протезы с опорой на зубные имплантаты показали 5-летнюю выживаемость 77–84% и 10-летнюю выживаемость 72%. Совокупный коэффициент риска отказа протезов и имплантатов составил 0,99 и 1,76 соответственно. Эти результаты не были статистически значимыми. Объединённая стандартная средняя разница для незначительной потери костной массы составила 0,59, и результаты были статистически значимыми. Несъёмный частичный протез с опорой на зубной имплантат имеет аналогичный показатель выживаемости по сравнению с несъёмным частичным протезом с опорой на имплантат [367].

Обзорную статью по выживаемости коротких имплантатов длиной 5–6 мм на основании 11 исследований (длительность – 5 лет) представили S. Rameh et al. (2020). По данным обзора удалены 22 коротких (12 на верхней челюсти и 10 на нижней челюсти) и 10 стандартных (2 на верхней челюсти и 8 на нижней челюсти) имплантатов. Отмечены осложнения у стандартных имплантатов, особенно на фоне остеопластики (135 осложнений по сравнению с 48 при использовании коротких нижнечелюстных имплантатов). Объединённые коронки давали меньшее количество технических осложнений (15 из 53 осложнений у коротких имплантатов). Сделан вывод о предсказуемых и многообещающих отдалённых результатах при соблюдении необходимых биомеханических параметров [358].

В многообразном обзоре К.М. Alzahrani (2020) обобщил клиническую эффективность по данным литературы в зависимости от шести биомеханических условий имплантатов. Обобщены 18 исследований *in vitro*, 5 когортных и 2 нерандомизированных клинических исследований, 3 – на животных. В них отражались: потеря жевательной эффективности, усталостная прочность, конструкция соединения абатмента с имплантатом, диаметр имплантата, крутящий момент и влияние консолей. Покрытие соединительных винтов золотым сплавом

обеспечивало более высокий натяг. 8-градусный внутренний конический узел соединения показал лучшие результаты, чем внутренний шестигранный. У протезов с консолями чаще наблюдались откол облицовки и расцементировка [293].

S. Storelli et al. (2021) сделали обзор клинической эффективности узких имплантатов с диаметром 2,5–3,5 мм по 9 статьям, в которых наблюдались не менее 10 пациентов со сроком 5 лет [376]. Оказалось, что узкие имплантаты применялись только для опоры съёмных протезов; выживаемость составляла 92,3 %; средняя резорбция кости была 1,4 мм. Результаты позволили считать имплантаты указанного диаметра достаточно эффективными для съёмного протезирования.

G.E. Romanos et al. (2019) по данным обширного литературного обзора констатируют высокую прогнозируемость метода имплантации в долгосрочном периоде, однако перечисляется длинный ряд факторов, способных снизить эффективность протезирования: хирургическая травма, диаметр имплантата, тип соединения имплантат-абатмент, разъединение и повторное соединение абатмента, наличие микрощелей и неправильное расположение имплантата, избыток цемента при протезировании конструкцией с цементной фиксацией, подвижность абатмента и инфекция (периимплантный мукозит и периимплантит), объём кости у имплантата, ширина и толщина прикреплённой слизистой оболочки, курение, диабет [361].

На качество кости, диаметр и длину имплантата как на факторы успешности имплантации указывал E. Bedrossian (2020) [296].

A.S. Vinhas et al. (2020) показали значимость узла соединения имплантат-абатмент для клинки по обзору 20 статей [360]. Оценка под микроскопом стыков соединения после многократной нагрузки, а также герметичности этого соединения позволила утверждать: конический абатмент приводит к меньшему количеству механических осложнений (ослабление винта или переломы, потеря крутящего момента), меньшую степень микропротечек в условиях динамической нагрузки.

По обзору 13 статей M.F. Gibreel et al. (2019) подчёркивают благоприятное значение армирования волокнами или металлами базиса съёмного протеза для сохранения костной поддержки опорных имплантатов [299].

Несмотря на эффективность методики синус-лифтинга для увеличения объёма костной ткани на верхней челюсти, X.R. Xin et al. (2020) обсуждают возможность установки наклонных имплантатов в качестве альтернативы синус-лифтингу [313]. Наклонная имплантация позволяет избежать костной пластики, уменьшить осложнения, сократить время лечения и его стоимость.

L. Shen et al. (2023), констатируя по обзору статей преимущества соединения имплантат-абатмент по типу конуса Морзе (снижение напряжения в губчатой кости и резорбции кости гребня), указывают на высокий риск механических осложнений (перелом абатмента и ослабление винта) [371].

Примерно те же выводы сделали V. Verma et al. (2023) при обзоре 4 статей по внутреннему и внешнему узлу соединения имплантат-абатмент с использованием фотоупругого эксперимента [377].

M.M. Bertolini et al. (2019) удалось по данным литературного обзора установить негативное влияние перегрузки имплантатов на резорбцию костной ткани, но только в экспериментальных исследованиях на животных [314]. В 4 публикациях отмечено это явление даже при отсутствии воспаления вокруг имплантата. К сожалению, в клинике мало сообщений о влиянии травматических окклюзионных усилий на потерю костной массы после имплантации.

1.2. Биомеханические закономерности и проблемы протезирования с опорой на внутрикостные дентальные имплантаты

В последние десятилетия в связи с появлением компьютерных средств оценки окклюзии и артикуляции усилилось внимание к биомеханике зубов, зубных рядов и челюстно-лицевой области, в том числе при проектировании протетических конструкций. Известны и классические методы оценки биомеханики челюстно-лицевой области с помощью прочностных испытаний,

анализа окклюзии и тонуса мышц [3, 33, 36, 38, 68, 87, 88, 91, 116, 128, 129, 162, 168, 173, 177, 189, 193, 223, 227, 245, 246, 265, 309].

Д.С. Булычева (2022) изучала реакцию мышц челюстно-лицевой области на снижение межальвеолярного расстояния при стираемости зубов, что характерно для многих пациентов с дентальными имплантатами. У таких пациентов нередко наблюдаются боли в жевательных мышцах (у 56,7% – сильного уровня). Автор рекомендует необходимое изучение биомеханики нижней челюсти, определение межальвеолярной высоты и центрального соотношения челюстей проводить с использованием цифрового гнатометра; контроль найденного положения челюсти – по топографии головок нижней челюсти. При стираемости зубов искажается положение головок нижней челюсти: у 54,8% – кзади и у 37,5% – кпереди. 81,7% пациентов со стираемостью зубов страдают спонтанными всплесками электромиографических биопотенциалов мышц, т. е. у них преобладают процессы активности над покоем. У них также снижена сократительная способность мышц при сжатии зубов и, напротив, повышена биоактивность мышц при поддержании нижней челюсти в позиции функционального покоя. Релаксацию мышц обеспечивали эластичные ленты и капшы: с 8,18 до 4,54 через две недели. Таким образом, главным в восстановлении биомеханики зубочелюстного аппарата автор считает восстановление межальвеолярного расстояния [34].

Ле Тху Чанг (2022) провёл своеобразное исследование по взаимодействию биомеханики жевания и привычек: рабочей руки и привычной стороны жевания, что обуславливает необходимость выравнивания времени жевания на обеих сторонах челюсти, а также аккуратного моделирования жевательной поверхности протеза. Также обращается внимание на статические и динамические изменения окклюзионных взаимоотношений, моторные точки жевательных мышц в различных функциональных состояниях, положение суставной головки височно-нижнечелюстного сустава. Этот алгоритм автор называет определение «нейтрального – гнатологически безопасного положения нижней челюсти» [129].

Прямые биомеханические испытания описаны И.Г. Пустохиной (2021) относительно реставраций после эндодонтического лечения. Наибольшую

прочность при сжатии имели эндокоронки из литий дисиликатной керамики (3,29 кН) и гибридной керамики (2,07 кН), а наименьшая – из полевошпатной керамики (1,73 кН); наибольшую деформацию до разрушения показали эндокоронки из гибридной керамики (4,01%), как отражение их лучшего распределения жевательной нагрузки; термоциклирование почти не влияет на прочность, особенно для литийдисиликатной керамики (11,99 МПа) [194].

Оптимизацию окклюзионной поверхности для лучшей жевательной эффективности провела Т.В. Вайц (2021) и предложила компьютеризированную методику восстановления окклюзионной поверхности по параметрам сохранившихся зубов этой же группы. Таким образом достигнуто повышение жевательной эффективности на 34,9% сразу после восстановления, на 3% через полгода и на 22,8% через 2 года [36, 37].

А.М. Гималетдинова (2020) отдаёт предпочтение керамическим материалам с позиций сохранности окклюзионных отношений, важных для распределения функциональных жевательных напряжений. Автор опирается на данные измерения площади окклюзионных контактов зубных рядов через 2 года после керамической реставрации (с 272 мм² до 277 мм²) по данным цифровой окклюдометрии и с 263 мм² до 306 мм² после композитной реставрации [53].

Возможности изучения биомеханики протезов на имплантатах естественным образом стали применяться при изучении биомеханики дентальной имплантации [21, 29, 72, 148, 154, 197, 293, 310, 335, 342].

А.В. Кончаковский (2020) сконцентрировал своё исследование на функциональных методах: изучение окклюзионных взаимоотношений зубных рядов прибором «T-scan III», электромиография, изучение диагностических моделей челюстей в артикуляторе; компьютерная томография, ортопантомография. По данным T-scan, оптимальное окклюзионное равновесие зубных рядов после имплантационного ортопедического лечения наблюдалось у 83,33% с частичной и у 59,09% пациентов с полной потерей зубов. По данным сканирования окклюзионных контактов, протезирование на имплантатах благоприятно смещало траекторию суммарной окклюзионной нагрузки в сторону

резцов у 73,33% и 86,36% соответственно с частичной и полной потерей зубов; уменьшалось смещение в сторону премоляров и моляров соответственно у 16,67% и 9,09%. По данным электромиографии, уменьшалось время пережёвывания до 28,0 сек. против 35,3 сек. до лечения [114].

Е.А. Богатов (2020) нашёл взаимосвязь биомеханических показателей (окклюзионные взаимоотношения, периотестометрия) с использованием индивидуальных или стандартных формирователей десны. Сравнивая 2 группы пациентов с имплантатами в течение 3 лет после постоянного протезирования, в группе пациентов со стандартными формирователями зафиксировали чрезмерную нагрузку на имплантаты (15% по данным «Т-scan»). При использовании индивидуальных формирователей десны нагрузка на имплантаты соответствовала 13–14%. После шлифования показатели в обеих группах составили 8%, что исключало влияние нагрузки на развитие воспаления. По данным периотестометрии, через месяц после постоянного протезирования в обеих группах были близкие показатели: соответственно -2,2 и -2,4 после применения стандартного и индивидуального формирователей десны, однако, через год обнаружены преимущества в остеоинтеграции в группе с индивидуальными формирователями десны: -3,5 против -2,6 в группе со стандартными формирователями [28].

А.О. Зекий (2018) комплексно подошла к биомеханике при несъёмном протезировании на имплантатах, получила распространённые биометрические характеристики окклюзионных поверхностей с помощью компьютерной окклюдозографии, измерила площадь окклюзионных контактов и околоконтактных зон. На основании расчёта площадей дробления и перетирания предложен коэффициент функциональной способности (их отношение), а затем определяли тип функционального окклюзионного рельефа пациента для последующего воспроизведения в протезе. Обоснование подхода включало гнатодинамометрию, электромиографию. По данным А.О. Зекий, предложенный алгоритм протезирования на имплантатах во время адаптации у 62% пациентов производил возврат доминирующей стороны жевания, что в течение полугода отражалось

снижением удовлетворённости жеванием по визуальной аналоговой шкале. Полная адаптация к протезам, сформированным по индивидуальным типологическим характеристикам оставшихся зубов, происходила в течение года [82].

Часть сравнения титановых и керамических дентальных имплантатов, предпринятое Ф.Г. Шумаковым (2018), касалась биомеханических аспектов. Исследование прочности имплантатов на специальных стендах в условиях многократной динамической нагрузки показало разрушение керамического имплантата при усилии 803 МПа, титанового – 864 МПа [279].

Важность параметров окклюзионной поверхности коронок на имплантатах для профилактики перегрузки отражена в работе Л.А. Брутян (2019), где даны детальные характеристики интактных зубов: угол наклона окклюзионной плоскости по сагиттали справа $7,89^\circ$, слева – $7,81^\circ$; по трансверзали – соответственно $1,25^\circ$ и $0,5^\circ$. Разработана методика компьютерного расчёта площади окклюзионных контактов. Суммарная площадь слабых контактов справа – $100,64 \text{ мм}^2$, слева – $95,94 \text{ мм}^2$, средних контактов – соответственно $1,96$ и $1,23 \text{ мм}^2$ [33].

На искажения биомеханики жевания на зубах или имплантатах при наличии мышечно-суставной дисфункции челюстно-лицевой области указывают многие авторы: Е.Г. Дорожкина (2021), Д.В. Михальченко (2022), что требует междисциплинарного лечения дисфункции перед имплантацией или в период временного протезирования [68, 146].

Наиболее изучена в биомеханике имплантологии значимость объёмов костной ткани вокруг имплантата для равномерного распределения жевательного давления на костную ткань и для обеспечения долговременности протезирования на имплантатах [9, 30, 73, 83, 84, 108, 118, 183, 245, 261, 298, 344, 348, 353, 370].

Роль объёма костной ткани подчеркнул в своём исследовании А.В. Ступницкий (2022) на примере защиты от перегрузки зубов при их ортодонтическом перемещении. Автор считает перед лечением необходимым индивидуальную оценку биотипа альвеолярного отростка верхней челюсти в

боковом отделе по толщине вестибулярной и оральной стенок альвеол: больше 3 мм – «толстый биотип», меньше 3 мм – «тонкий биотип» [245].

Осознание дефицита костной ткани как важной причины неуспеха имплантации побудили Н.В. Елфимову (2021) сравнить три подхода дентоальвеолярной реконструкции в трех группах пациентов с немедленной имплантацией в лунку зуба. Автор выработала показания к открытому методу дентоальвеолярной реконструкции при немедленной имплантации: лунки с повреждением и потерей мягких и костной тканей при удалении зубов, при полной потере вестибулярной костной стенки (которая распространяется за пределы корня зуба и охватывает межзубные перегородки) при дефектах нёбной стенки лунки. При этом подходе требуется достаточный объем костной ткани для забора из бугра верхней челюсти. В течение недели после немедленной имплантации с дентоальвеолярной реконструкцией открытым способом выражены клинические проявления (болезненность, снижение работоспособности, нарушение сна, потребность в анальгетиках). Открытый способ через полгода обеспечивает увеличение толщины слизистой оболочки на 0,3–0,5 мм, сохранение ширины зоны кератинизированной десны, увеличение толщины альвеолярного гребня на 0,5–0,9 мм, сохранение толщины стенки лунки (0,25–0,36 мм), сохранение высоты мезиального и дистального межзубных сосочков [73].

Плотность костной ткани и десны Е.А. Зерницкая (2021) модифицировала с помощью лазера. Путём фракционной лазерной микрокоагуляции с длиной волны 1550 нм достигнуто увеличение ширины прикреплённой кератинизированной десны у имплантатов на 0,9 мм после 4 сеансов (с интервалами между посещениями в 2 недели). В эксперименте воздействие диодным лазером дало положительные результаты [83].

Та же задача улучшения структуры костной и мягкой тканей в области имплантации решалась в исследовании Ю.П. Знаменской (2021). В клинике благоприятное течение после удаления зуба наблюдали при аугментации лунок остеопластическим материалом, пропитанным препаратом гиалуроновой кислоты в сочетании с богатым тромбоцитами фибрином (низкая интенсивность боли –

2,6 баллов, высокая скорость эпителизации – 23,83% в сутки). Хуже результаты были при аугментации без препарата гиалуроновой кислоты, при аугментации без богатого тромбоцитами фибрина и без препарата гиалуроновой кислоты, и при заживлении лунки под сгустком крови. По данным гистологического исследования, при сочетанном применении препарата гиалуроновой кислоты, богатого тромбоцитами фибрина и остеопластического материала происходит формирование более зрелой костной ткани с интенсивной компактизацией губчатой кости. В отсутствие гиалуроновой кислоты значительно выражены дистрофические изменения в костной ткани лунки. Богатый тромбоцитами фибрин не влияет на регенерацию костной ткани, но позитивно влияет на регенерацию мягких тканей, поскольку реже выявлялась воспалительная инфильтрация. По данным лучевых методов сочетанное применение препарата гиалуроновой кислоты, богатого тромбоцитами фибрина и остеопластического материала обеспечивает качественный костный остеорегенерат (233 условных единиц по шкале Хаунсфилд (HU) через 1 месяц, 593 HU через 3 месяца, 976 HU через 6 месяцев); через 6 месяцев ширина альвеолярного отростка/части челюсти составляла 83% от первоначальных параметров (под сгустком 77%) [84].

Значение объёма костной ткани для эффективности имплантации хорошо понимают С.Ю. Иванов и Л.Л. Бороздкин (2022), которые разработали методику направленной костной регенерации перед имплантацией путём применения полимерной мембраны с противомикробным эффектом за счёт нанесения на неё гидрозоля наночастиц серебра. Мембрана из полилактида погружалась в раствор гидрозоля «НанАргол» (концентрация наночастиц Ag 0,2 мг/мл), мембрана не обладает токсическим действием по инкубации с клеточными культурами соединительной ткани фибробластов эмбриона человека, сохраняет свойства более 14 суток, обладает антибактериальной активностью в отношении *S. aureus*, *S. pyogenes*, *E. coli* [30].

Желание гарантированно увеличить объёмы костной ткани обусловили разработку Н.Л. Фатхудиновой (2020) нового остеопластического материала на

основе высокоочищенного коллагенового гидрогеля, содержащего костный морфогенетический белок [261].

А.И. Корсакова (2022) также разработала способ увеличения альвеолярного гребня нижней челюсти с использованием цифрового планирования, при котором увеличение ширины гребня на вершине происходило на 140%, а ниже на 3 мм – на 80%; через полгода прирост костной ткани на вершине гребня был 124%, ниже на 1 мм на 62%, ниже на 3 мм на 54%, ниже на 5 мм – на 45%. Автор рекомендует остеопластику при множественных концевых горизонтальных дефектах и язычном наклоне челюсти, при достаточном вертикальном размере – больше 10 мм, наличии губчатого вещества не меньше 1 мм между кортикальными пластинками. В новой кости через полгода наблюдалось 74% витальных остеоцитов, но немного остеопластического материала – 13%. Усадка регенерата по ширине произошла до 5% через 3 месяца и до 2% через год после протезирования; сохранились все имплантаты без периимплантита с резорбцией по вершине на 1 мм [118].

В этом же ряду исследований по биомеханической целесообразности объёма костной ткани вокруг имплантатов стоит работа Н.М. Погосян (2023), предложившей новый способ подготовки лунки удалённого зуба к имплантации. Способ даёт восстановление качества костной ткани на 20% больше в сравнении с классическим удалением зуба, в связи использованием собственных резервов биопотенциала организма происходит улучшение минеральной плотности на 34% через 3 месяца (при классическом удалении зуба – на 26%). Помогает непосредственное съёмное протезирование, улучшающее динамику адаптации на 29% в сравнении с классическим заживлением лунки [183].

Среди исследований новых остеопластических материалов заметна перспективность работы В.С. Кузнецовой (2020), показавшей образование костной ткани в объёме 56% от первоначального дефекта при применении композиции хитозанового гидрогеля и полилактидных гранул 12% масс., содержащих рекомбинантный костный морфогенетический белок 2 в концентрации 10 мкг/мл [121].

В стремлении сохранить объём лунки удалённого зуба для отсроченной имплантации А.А. Апоян (2020) разработал способ её заживления под фрагментом удалённого зуба. При этом ширина лунки через 4 месяца уменьшилась на 13,2%, а при обычном заживлении на – 30,2%; высота лунки – соответственно на 11,2% и 18,6%; уменьшение соединительной ткани в лунке было 34% больше с обычным заживлением и увеличение костной ткани – на 39%; наблюдалось сохранение исходной толщины десны (1,52 мм) в сравнении с уменьшением до 0,89 мм при обычном заживлении; через полгода показатели частотно-резонансного анализа установленных имплантатов были одинаковы при обоих способах заживления лунки; через год резорбция костной ткани составляла меньше 1 мм [9].

И.Н. Колганов (2022), разрабатывая новый способ синус-лифтинга, косвенно показал важность объёма костной ткани для биомеханики имплантатов по результатам периотестометрии и оптической плотности кости. По его методу стабильность имплантатов в момент операции была -1,39, через месяц -1,71, через полгода -2,76, через год -3,65; оптическая плотность была – 517,31 HU. В недостаточном объёме кости соответственно -1,60; -1,73; -2,64; -3,45, а также 431,54 HU (что заметно меньше по значениям). Резорбция костной ткани также была больше при классическом методе синус-лифтинга [108].

Е.Т.Р. Bergamo et al. (2021) в группе из 56 пациентов с 150 имплантатами проследили динамику коэффициентов стабильности имплантата ISQ в сроки 3 и 6 недель после установки. Независимо от места установки имплантатов, их диаметра ISQ были выше 68 единиц, снижались через 3 недели и восстанавливались через 6 недель. Хуже были показатели коротких имплантатов [348].

В то же время А. Ravidà et al. (2019) не обнаружили разницу в потере костного уровня у имплантатов с разным соотношением размеров «имплантат-коронка», наблюдая за пациентами в течение 1 года [370].

Биомеханическая целесообразность распространяется на выбор конструкционных материалов дентальных имплантатов, особенно при низкой плотности костной ткани. Так, А. Khaohoen et al. (2023) перечисляют возможные варианты: титан, цирконий и РЕЕК. Авторы рекомендуют в условиях низкой

плотности кости использовать конический титановый имплантат, большую длину и диаметр, обратную опору с самонарезанием, малый шаг и большую глубину резьбы [298].

На оптический метод фотоупругости, как возможность анализа напряжений в тканях и протетических материалах (имплантатах) обратили внимание M. Marín-Miranda et al. (2022) по обзору литературы (84 статьи за 20 лет). Авторы указывают на слабую проработку этого экспериментального метода в медицине [353].

Как указывает S.J. Lee et al. (2023), нет чётких научных данных о взаимосвязи окклюзионной перегрузки с периимплантным осложнением. В то же время окклюзионная перегрузка может быть ускоряющим фактором периимплантного осложнения при наличии воспаления [344].

Наиболее распространённым экспериментальным методом анализа напряженно динамического состояния в зубах, имплантатах, протезах, костной ткани под функциональной нагрузкой в настоящее время считается метод трёхмерного математического моделирования [18, 20, 67, 74, 76, 85, 100, 113, 120, 135, 137, 138, 139, 150, 153, 156, 157, 163, 164, 165, 172, 175, 181, 187, 198, 200, 206, 210, 233, 253, 257, 284, 311, 315, 333, 345, 365].

W. Ruan et al. (2022) провёл расчёты напряжений, устойчивости к перелому и режимов разрушения эндодонтически обработанных коренных зубов: модели первых моляров нижней челюсти имели реставрации из керамики из силиката лития, армированного цирконием. Для сравнения идентичные зубы подвергнуты испытанию на сжатие и фрактографии. Лучшие результаты показали накладные реставрации с полным функциональным покрытием окклюзионной поверхности [345].

На основе математического моделирования Ю.С. Золкина (2018) сравнила 3 фрезеруемых материала в качестве временных протезов на имплантатах, хотя пациенты высоко оценивали результаты протезирования независимо от материала [86].

По данным С.С. Комлева (2020), анализ напряженно-деформированного состояния системы «нижняя челюсть – дентальные имплантаты – ортопедические

конструкции» показал наиболее напряженные участки кости у имплантатов – верхние витки резьбы (максимально 16–34 МПа), для всех углов наклона абатмента от 0° до 25° сохранялось приемлемое напряженно-деформированное состояние челюсти, но при наклоне наблюдался 32% прирост напряжений. Напряжения в слизистой оболочке составляют 0,09 МПа. При съёмных протезах с замковыми креплениями имеются более высокие значения напряжений в кортикальной кости (27 МПа против 20 МПа) и более низкие в губчатой кости (1,04 МПа против 0,93 МПа) [110].

А.И. Королев (2020) методом конечных элементов определил влияние кортикальной пластинки кости на напряженно-деформированное состояние, сравнил традиционные и мини-имплантаты, сопоставил вертикальную и боковую нагрузку. В обобщённой геометрической модели имплантата в кости изучались варианты: 1 группа (только губчатая кость и мини-имплантат); 2 группа (губчатая и кортикальная кость и мини-имплантат); 3 группа (только губчатая кость и традиционный дентальный имплантат); 4 группа (губчатая и кортикальная кость и традиционный дентальный имплантат); в каждой группе прикладывалась вертикальная и горизонтальная нагрузки (45°); длина всех имплантатов была 12 мм, а диаметр 1,8 мм или 4,2 мм. Автор выявил различия картины распределения напряжений: напряжения в самом мини-имплантате распределяются менее равномерно, чем в традиционном имплантате, концентрируясь в точке приложения нагрузки, а затем уже в области шейки мини-имплантата; напряжения в кости вокруг тела мини-имплантата выше на 40%, чем вокруг традиционного имплантата; концентрация напряжений для мини-имплантата в большей степени зависит от выраженности компактной кости и в меньшей – от его длины. А.И. Королев на основании результатов лечения 145 пациентов при использовании 640 мини-имплантатов с «выживаемостью» 90% и среднем сроке наблюдения 5 лет выявил единственный (биомеханический) фактор успеха, а именно качество костной ткани [117].

Л.Г. Киракосян (2023) в процессе обоснования полимерных протезов прототипов мостовидных протезов в боковых отделах зубных рядов применил

анализ напряжённно-деформированного состояния с целью определения допустимых значений функциональных нагрузок. Автор методом трёхмерного математического моделирования проанализировал напряжения в протезах в зависимости от зоны приложения нагрузки на протез. Получены значения напряжений, которые в некоторых вариантах моделирования превышали предел прочности конструкционных материалов, например, при наличии консольного элемента протеза напряжения превышали 1100 МПа (что в 2 раза больше пределов разрушения). Напряжения в других областях протеза: при нагружении в область фиссуры премоляра – 297 МПа в зоне сопряжения коронки и тела протеза; при нагружении фиссуры моляра – 556 МПа в зоне сопряжения консоли с телом протеза [99].

В.Р. Бесяков (2000) провёл биомеханическое сравнение остеоинтегрированных пластиночного и цилиндрического имплантатов, а также однокорневого зуба (премоляра). Особенностью стало добавление в условия моделирования неостеоинтегрированного фиброоссального пластиночного имплантата. Применена программа трёхмерного математического моделирования СВАРКА с нагрузкой 25 и 10 кг (соответственно в вертикальном и горизонтальном направлениях). По данным исследования естественные нагрузки способствуют появлению напряженного-деформированного состояния в костной ткани вплоть до нижнечелюстного канала и базального края нижней челюсти. Особенно высоки напряжения вокруг шейки зуба или имплантата; важно, что смена направления нагрузки к горизонтальному направлению до 3 раз увеличивает напряжения; у зуба напряжение в кости меньше в сравнении с имплантатом и составляют 70,5 кг/см². Цилиндрический имплантат наиболее благоприятен по напряжениям в кости в сравнении с пластиночным, особенно при отсутствии остеоинтеграции пластиночного имплантата [17].

Идентичная программа трёхмерного математического моделирования использована А.М. Давтяном (2002) при анализе напряжений в замковых креплениях бюгельного протеза. В жёстком замке самые большие напряжения (59,7 кг/мм²) зарегистрированы в плече патрицы замка. Заметные напряжения идут

по краю коронки со стороны замка ($17,6 \text{ кг/мм}^2$). В седле бюгельного протеза наибольшие напряжения в зоне соединения с матрицей замка ($13,7 \text{ кг/мм}^2$); при горизонтальной нагрузке появляются напряжения $11,2 \text{ кг/мм}^2$ по краю седла. В костной ткани напряжения до 5 кг/мм^2 наблюдаются в проекции замкового крепления, т. е. по дистальному краю крайнего зуба, а в слизистой оболочке – под искусственными молярами съёмного протеза ($0,1 \text{ кг/мм}^2$) [58].

Т.Т. Долидзе (2000) провела 3D-моделирование с использованием конечно-элементного анализа 3-х оригинальных клинических ситуаций мостовидного протезирования на имплантате и зубе: с эластичным или жёстким замковыми соединениями тела протеза с опорным имплантатом, а также при наличии амортизирующего элемента в имплантате. Вертикальная нагрузка 250 Н не приводила к разнице напряженно-деформированного состояния костной ткани при всех ситуациях моделирования. Величина напряжений в кости (максимально в пришеечной зоне опорных элементов – в 10 раз больше в сравнении с проекцией тела протеза) больше при наличии эластичного замка, затем – эластичного замка, затем – эластичного элемента в имплантате (соответственно 43 МПа , 27 МПа , 20 МПа) [67].

Для укрепления корня зуба в качестве опоры искусственной коронки А.А. Рамазанов (2005) применял трансдентальный титановый имплантат, обосновав такую возможность биомеханически. В условиях 3D математического моделирования автором установлены более высокие напряжения в кости и в имплантате при нагрузке коронки на имплантате: кортикальная кость 14 кг/мм^2 , губчатая 2 кг/мм^2 , коронка $9,5 \text{ кг/мм}^2$, имплантат 34 кг/мм^2 . При наличии эндодонтического штифта напряжения меньше – соответственно $2,5 \text{ кг/мм}^2$, 25 кг/мм^2 . В свою очередь, в корне зуба больше напряжения в присутствии эндодонтического штифта (8 кг/мм^2 против $5,7 \text{ кг/мм}^2$ при наличии имплантата) [198].

Близкое исследование, но по применению стекловолоконных штифтов в сравнении с титановыми провёл с использованием конечно-элементного математического анализа напряжений Е.С. Клепилин (2002). Автор не обнаружил

пределных напряжений в зубе, штифте и кости при использовании обоих штифтовых материалов (при вертикальной нагрузке 250 Н). Однако, травматична горизонтальная нагрузка 100 Н – везде напряжения приближаются к предельным. Сделан вывод о преимуществах стекловолоконных штифтов, поскольку они дают более низкие напряжения в наименее прочных материалах (цементе и композите искусственной культы зуба) [101].

К.А. Павличенко (2002) сравнил биомеханику литой штифтовой вкладки и стекловолоконного стандартного штифта при использовании их как опоры искусственной коронки. В его исследовании пародонт, а именно кортикальная лунка зуба, подвержена напряжениям до 2,5 кг/мм² независимо от штифтовой опоры коронки. Определены зоны максимальных напряжений: при вертикальной нагрузке – в корне зуба по проекции апикальной части штифта, в штифте по апикальной части, цементе под искусственной культей, в коронке по краю; при горизонтальной нагрузке – соответственно в верхней трети корня, в пришеечной части штифта, в цементе вокруг апикальной части штифта, в коронке по окклюзионной поверхности. Как и во всех исследованиях, меньшая величина горизонтальной нагрузки не уменьшает напряжения в конструкциях и тканях. При использовании металлического штифта в сравнении с литой вкладкой в 2 раза увеличиваются напряжения в цементе, хотя снижаются напряжения в корне зуба (при вертикальном направлении нагрузки); разница фактически отсутствует при горизонтальной нагрузке [177].

Другой конструктивный материал – фрезерованную керамику – взял для своего математического исследования А.И. Тихонов (2017) как наиболее подходящий для безметалловых коронок, если сохранен корень зуба. Независимо от материала штифтовой вкладки (хромкобальта, титана или керамики) не обнаружено предельных напряжений в коронке и вкладках, но в дентине они появляются при наклонной нагрузке режущего края под углом 30° и нагрузке нёбной поверхности под углом 45°. С учётом снижения пределов прочности зуба с увеличением времени после девитализации напряжения снижаются до 3 раз в дентине, но увеличиваются до 2 раз в коронке (не меняются во вкладках). Часто

наблюдаемое разрушение зуба со штифтовой вкладкой по краю коронки снижает напряжения в коронке, но увеличивает во вкладках и в дентине (в нем предел прочности наступает при нагрузке $15\text{--}30^\circ$ соответственно режущего края или нёбного ската коронки) [248].

В.П. Рогатнев (2011) провёл анализ напряженно-деформированного состояния всего зубного ряда в сложной математической модели всей нижней челюсти. Автор получил доказательства, что стекловолоконные эндоканальные штифты увеличивают напряжения в зубе и смещают их вглубь корня; преимущественны с биомеханических позиций стекловолоконные штифты [205].

В ходе доказательств предпочтительности керамических коронковых вкладок при замещении дефектов зубов в сравнении с композитными реставрациями А.В. Жаров (2018) путём математического моделирования не выявил существенных различий напряженно-деформированного состояния бокового зуба при использовании обоих методов. Областями максимальных напряжений в дентине является поверхность шейки зуба (15,8 МПа), в эмали – контакт с композитной реставрацией (41,0 МПа) и керамической вкладкой (36,0 МПа), а также внутренняя поверхность пришеечной части эмали (31,1 МПа), в композитной реставрации и керамической вкладке – по окклюзионной и боковой поверхности (26,2 МПа и 15,9 МПа). Остаётся десятикратный запас прочности до разрушения тканей зуба и реставраций [74].

В отличие от большинства моделей математического моделирования в стоматологии (на нижней челюсти) Е.Е. Олесов (2014) проанализировал напряжённо-деформированное состояние (НДС) вкладок из прессованной керамики в сравнении с композитной реставрацией в трёхкорневом зубе верхней челюсти. Показана более значительная интенсивность деформации по границе композитной реставрации в сравнении с керамической вкладкой ($1,659 \times 10^{-3}$ при вертикальной нагрузке, $2,977 \times 10^{-3}$ при горизонтальной), т. е. соответственно на 19,0 и 34,0% больше в сравнении с керамической вкладкой [163].

Д.А. Бронштейн (2018) использовал метод трёхмерного математического моделирования для анализа напряженно-деформированного состояния костной

ткани и протетических конструкций на имплантатах при ортопедической реабилитации лиц с полным отсутствием зубов. Высказано опасение о возможной перегрузке костной ткани при технологиях «Все-на-4», «Branemark Novum», вокруг скуловых имплантатов; нагрузка бокового отдела таких протезов вызывает близкий к предельным напряжения в кости (соответственно 89 МПа, 75 МПа и 61 МПа в кортикальной кости; 6,1 МПа, 5,2 МПа, 4,4 МПа в губчатой) [32].

В исследовании Г.Н. Журули (2010) показано (в математических моделях распределения напряжений зубов и имплантатов под нагрузкой) изменение напряженно-деформированного состояния при приложении горизонтального направления нагрузки: увеличиваются до 3 раз напряжения в пришеечной зоне имплантата (в кортикальной кости) [75].

По результатам трёхмерного математического моделирования удаление даже 1 зуба (моляра) способствует перегрузке межзубных перегородок, ограничивающих лунку зуба, и вызывает наклон зубов в сторону дефекта [120]. Установка имплантата улучшает биомеханическую картину. Это показано при анализе состояния зубочелюстного сегмента в зоне отсутствующего зуба и имплантации.

В анализ методов оценки стоматологической биомеханики В.А. Маркин (2006) включил трёхмерное математическое моделирование напряжённо-деформированного состояния зубов, имплантатов и костной ткани. Он предложил номограммы предельных напряжений в кости у имплантатов, которые основывались по компьютерной томографии, объёму кости и размера имплантатов. Автор утверждает корреляционные связи результатов математического моделирования и клинико–рентгенологических исследований. По данным В.А. Маркина, максимальные напряжения при функционировании имплантатов локализуются вокруг их шейки с величиной 15,5 МПа и 27,7 МПа при вертикальной и горизонтальной нагрузках (в кортикальной кости); в губчатой кости соответственно 1,5 МПа и 3,5 МПа (имеется запас прочности кости) [135].

А.Ф. Петросян (2023) на примере изоляции торауса в полном съёмном протезе с помощью трёхмерного математического моделирования показал увеличение

риска поломок протезов из-за критических напряжений. Продемонстрированы зоны максимальных напряжений в протезе: вестибулярная вырезка для уздечки верхней губы, места резкого изменения толщины базиса по границе зоны изоляции торауса. Снижение напряжений обеспечивается при использовании акриловой пластмассы «Белакрил-М ГО» и полиуретана «Пенталур». Прямые биомеханические эксперименты (прочность при трёхточечном изгибе) показали преимущества материала на основе полиуретана (95,5МПа), а самую низкую прочность показал светоотверждаемый материал на основе акриловых олигомеров (41,3 МПа) [180, 181].

А.А. Стрекалов (2021) предпринял параллельное биомеханическое исследование протезов на имплантатах, проведя как трёхмерное математическое моделирование напряжений, так и проведя прямые измерения окклюзионной поверхности зубов и замещаемых искусственных коронок. Показано при сравнении естественных и восстановленных на имплантатах моляров, что размеры окклюзионной поверхности коронок меньше, чем у естественных зубов, а углы скатов бугорков более сглажены. Автор определил связь времени окклюзии и морфометрических параметров нижних моляров (верхние моляры не имеют значений для времени окклюзии). В математических моделях имплантатов подтверждены максимальные напряжения в кортикальном слое вверху ложа имплантата. При цементной фиксации выше напряжения в коронке в сравнении с винтовой (по шейке коронок). Наиболее уязвимый по запасу прочности считается фиксирующий цемент [241].

Трёхмерное математическое моделирование в виртуальной топографо-анатомической среде величины напряжений в отломках нижней челюсти позволило Д.Ю. Дьяченко (2021) обосновать конструкцию экзоскелета с оптимальным углом установки остефиксаторов $60,15^\circ$ (выдерживаются жевательные нагрузки в период консолидации отломков без их перегрузки) [72].

Комплексный цифровой подход к планированию и реализации ортопедического лечения пациентов с отсутствующими зубами, описанный в диссертации С.В. Апресяна (2020), включает методику устранения

функциональной перегрузки внутрикостных имплантатов с помощью математического моделирования окклюзионной поверхности фиксированных на них искусственных коронок [10].

Также программы выбора конструкции и материалов временных протезов на имплантатах при замещении дефектов разной протяжённости и на разных этапах протезирования разработала Н.В. Багрянцева (2020) с учётом прочности временных протезов под нагрузкой [14].

Моделирование шины для лечения пародонтита предпринял И.И. Синев (2021) с использованием метода исследования напряженно-деформированного состояния путём конечных элементов. Так удалось уменьшить перемещения зубов в вертикальном направлении, снизить максимальные напряжения на границе шины при вертикальном нагружении (на 14,1–26,9%) и боковом – (на 19,8–34,7%), в пародонте и кости – на 35% [223].

Е.П. Рогожникова (2020) также провела численный анализ напряжённно-деформированного состояния в биомеханической модели пародонтального комплекса и шинирующей конструкции (из термопласта) и определила напряжения в шине в 10 раз меньше допустимых. Шина для лечения начального пародонтита перераспределяет функциональные нагрузки и по всему зубному ряду и ограничивает смещение зубов от 4,4 до 8,0 мкм [206].

В.О. Гридина (2021) с теми же целями оптимизации конструкции и материала временной окклюзионной шины разработала программу для ЭВМ, с помощью которой показала преимущества полиамида Vertex ThermoSens, модифицированного наноразмерным 10 мас.% диоксида титана, с позиции прочности и стабильности в условиях повышенных жевательных нагрузок [54].

Математическая модель прогнозирования имплантации по измерению первичной стабильности (КСИ, торк), а также модель возможности немедленной нагрузки имплантатов разработана Д.А. Порфинчуком (2020); в основе взят принцип биомеханической устойчивости имплантатов [184].

В обосновании конструкции протезов, замещающих включённые дефекты с наклоном опорных зубов Я.Н. Харах (2020) провёл биомеханический анализ

математической модели новой конструкции и показал, что на нижней челюсти при препарировании зубов необходимо сохранение оральной стенки (при нагрузке 100 Н напряжения в зубах не превышали 9,74 МПа). Получено снижение нагрузки на периодонт опорных зубов не менее, чем на 40% [267].

В процессе обоснования увеличения количества кости вокруг внутрикостного имплантата А.М. Цициашвили (2020) использовал метод конечных элементов расчёта напряженно-деформированного состояния модели «искусственная кость – дентальный имплантат стандартного размера», а также «нативная кость – короткий имплантат». Полученные данные свидетельствуют о преимуществах стандартного размера имплантата: максимальное напряжение в теле имплантата соответственно 80 МПа и 87,5 МПа в кости 21,3 МПа и 51,6 МПа [270].

Р.А. Розов (2023) провёл биомеханическую систематизацию нижней челюсти по важным для имплантологии принципам – площади поперечного сечения и толщины компактной пластинки (узкое – 25,11%, среднее – 60,99%, широкое – 14,8%). С помощью цифрового планирования автор применял своеобразный протез компактной пластины, шинирующий имплантаты. Применена конструкция покрывного протеза на трех имплантатах при полном отсутствии зубов [208, 209].

Изучая величину напряжений в костной ткани вокруг имплантатов разной длины и диаметра, А.Р. Alqahtani et al. (2023) установили напряжения под давлением 100 Н, 22,95 МПа при вертикальной нагрузке и 142,8 МПа – при горизонтальной [334].

Сравнивая напряжённно-деформированное состояние в кости вокруг опорных имплантатов под протезами «Всё-на-четырёх» и «Всё-на-пяти», Х. Sun et al. (2023) выявили преимущества протезов «Всё-на-пяти» где напряжения в кости составляли 10,29 МПа при нагрузке 100 Н [301].

В исследовании Н. Nie et al. (2023) изучали влияние наклона абатмента на напряжения в кости у имплантатов. По данным авторов, меньший наклон (15°) даёт меньшие напряжения, которые колеблются при нагрузке 225 Н от 130 до 230 МПа [330].

М.А. Mousa et al. (2021) по данным трёхмерного математического моделирования показали, что съёмные конструкции с опорой на имплантаты подвергаются динамическим нагрузкам во время установки и снятия протеза, а также во время жевания. Основные напряжения локализуются в кламмере на имплантате. Кламмеры из эластичных материалов снижают напряжения в абатменте, хотя жёсткие кламмеры профилактируют смещение протеза. При этом основную нагрузку принимает на себя имплантат, а величина напряжений уменьшается при нулевом или минимальном угле наклона абатмента, использовании длинных и широких имплантатов, при установке имплантатов в область первого моляра [302].

Для целей трёхмерного математического моделирования, как правило, используются средние величины нагрузки (100–200 Н). I. Assoratgoon et al. (2022) видят перспективность индивидуального моделирования напряжений в кости, закладывая индивидуальные величины нагрузки, измеренные с помощью устройств на основе тензодатчиков [328].

Определённым способом математической оценки супраконтакта коронки на имплантате является способ моделирования напряжённно-деформированного состояния, использованный А. Vachiri et al. (2020). Авторы нагружали коронку на имплантате сферическим или коническим нагрузочным элементом. Конструкция состояла из коронки (фарфор на кобальт-хромовом каркасе), абатмента и имплантата из титанового сплава, погружённого в губчатую и кортикальную кость. Ширина и высота модели сегмента челюсти 15,8 мм и 23,5 мм соответственно (толщина его верхней части 2 мм), имплантат длиной 8 мм и диаметром 4,8 мм, абатмент длиной 7,2 мм, нижний диаметр 2,6 мм и большой диаметр 3,6 мм. Использовалась компьютерная программа SolidWorks 2016 и Abaqus 6.13 с использованием метода конечных элементов. Напряжения по фон Мизесу от сферического ударного элемента ниже в сравнении с коническим. Авторы предполагают критические нагрузки во всех слоях модели, если увеличить скорость ударного элемента [315].

S.A. Hosseini-Faradonbeh и H.R. Katoozian (2022) обобщили публикации по трёхмерному математическому моделированию в имплантологии за 20 лет. Перечислены основные обстоятельства математических исследований: материалы для имплантатов, акцент исследования на кости или имплантате, а также на зоне сопряжения, тип нагрузки, форма имплантата, граничные условия, критерии разрушения, статистический анализ и экспериментальные испытания для подтверждения результатов. Большинство исследований содержат модель челюстной кости (кортикальной и губчатой) со свойствами, полученными из литературы. В 43% исследований анализировались имплантат и окружающую кость одновременно. Экспериментальные тесты вводились в 42% исследований [321].

По данным математического моделирования C. Zhang et al. (2023) контакт имплантата с костной тканью зависит от соединения имплантат-абатмент, структуры поверхности имплантата и его морфологического дизайна, модуля упругости имплантатов [346].

Обзор 36 статей по математическому изучению биомеханики имплантатов, предпринятый L. Ningsammer et al. (2019), показал эффективность коротких имплантатов в 83% статей, важность диаметра имплантата – в 44% статей, уязвимость перегрузки кортикальной части вокруг верхней части имплантата. Рекомендовано удлинять имплантат при наличии костной ткани невысокой плотности, шинировать короткие имплантаты [333].

S. Kuroshima et al. (2023) установили, что имплантаты в зоне моляров более благоприятны в сравнении с имплантатами, расположенными в зоне премоляров [324]. Точно такие же результаты опубликовали H. Ichikawa et al. (2023) [323].

Высоко оценивает трёхмерное математическое моделирование в имплантологии C. Falcinelli et al. (2023) по обзору 147 статей. Для математических исследований характерно: моделирование только части кости, рассматриваемой как изотропный материал (несмотря на её анизотропное поведение), предположение полной остеоинтеграции имплантата, учёт сжимающих или наклонных сил на имплантат; пренебрежение мышечными силами и процессом

ремоделирования кости. Конечной целью является внедрение математических расчётов биомеханики в клиническую практику на диагностическом и терапевтическом этапах. Рекомендуются исследования на микромасштабном уровне в условиях многомасштабной модели [318].

M. Prados-Privado et al. (2020) публикует схожие результаты литературного анализа по математическому моделированию в имплантологии (17 публикаций). Отмечено: титан наиболее используемый материал для имплантатов, величина приложенных нагрузок от 15 до 300 Н (в среднем 182 Н), граничное условие – полная остеоинтеграция, кость определяется как изотропный материал (хотя она является анизотропной тканью и должна анализироваться как пластичный материал, а не как хрупкий), в стоматологии не отработаны критерии моделирования и оценки результатов [331].

По оценке M. Revilla-León et al. (2023) существующие методы искусственного интеллекта на основе математического моделирования имеют большой потенциал (по обзору 17 статей). Модели искусственного интеллекта для распознавания типа имплантата с использованием периапикальных и панорамных изображений точны в диапазоне 93,8–98%, модели для прогнозирования успеха имплантации – в диапазоне 62,4–80,5%. С помощью искусственного интеллекта перспективно улучшение конструкции зубных имплантатов, позволяющее минимизировать напряжения на границе раздела имплантат-кость на 36,6% на основании оптимизации пористости, длины и диаметра, конструкции имплантата [295].

По данным анализа публикаций M.S. Reddy et al. (2019) утверждают о близости результатов изучения напряжений в математических моделях и *in vivo* по данным тензометрического датчика, что ввиду неинвазивности делает метод моделирования более предпочтительным [359].

Высокую оценку методам математического моделирования дают G. Cervino et al. (2020) после анализа 34 тематических статей. Анализ методом конечных элементов (МКЭ) вносит существенный вклад в разработку новых технологий и новых материалов в биомедицинской области, позволяя выполнять большое

количество исследований без участия пациентов. Благодаря этим методам можно узнать идеальные характеристики материала для реабилитации отсутствующей кости для имплантации с целью биоинженерного создания материалов [294].

1.3. Потребность в ортопедическом лечении с использованием дентальных имплантатов, его трудоёмкость и экономическая эффективность

Организационные аспекты дентальной имплантологии, трудоёмкость этого метода комплексной реабилитации лиц с дефектами зубных рядов, его себестоимость отражены в ряде публикаций и диссертационных исследований. Высокая потребность в дентальной имплантации отражена в ряде исследований; изучение потребности влечёт за собой экономические расчёты затрат [7, 63, 145, 160, 161, 163, 192, 226, 232, 254, 255, 272, 274, 275, 281, 282, 287].

Н.В. Багрянцева (2020) по анализу более 2 тысяч амбулаторных историй болезни в Ярославле установила рост распространённости дефектов зубных рядов (до 71%), неблагоприятный исход протезирования у 24% пациентов, недостаточную представленность метода имплантации при протезировании (всего у 21%), недостаточное использование временного протезирования на этапе остеointegrации имплантатов (только у 9% прооперированных) [14].

В.А. Карабушин (2021) оценивал нуждаемость в дентальной имплантации в соответствии с рекомендациями ИПИ 2018 года и определил нуждаемость в имплантации от 38 до 51,6% в зависимости от кардио-метаболического риска и возраста [97].

Экономические аспекты, а именно анализ трудоёмкости и себестоимости лечения и протезирования, в большей степени относятся к классическим разделам стоматологии [56, 63, 66, 95, 99, 163, 274, 276, 287].

Е.Е. Олесов (2014) в процессе обоснования программы совершенствования профилактики стоматологических заболеваний у молодых работников в закрытом административно-территориальном образовании провёл её экономическое обоснование. В первую очередь комиссионно рассчитывалась длительность

основных стоматологических манипуляций дифференцированно для врача, медсестры, зубного техника для дальнейшего использования при расчёте их заработной платы (с учётом Указа Президента РФ от 7.05.2012 г. №597, так называемых «Майских указов»); в расчёты брались цены и расходы материалов, коммунальных услуг, амортизации оборудования. Себестоимость программы учитывала потребность в разных видах лечения среди работников. Автор установил важные данные: на одного молодого работника для лечения зубов, пародонта, удаления зубов по показаниям требуется от 16 до 21 тысячи рублей (2014 г.), что вполне доступно для финансирования из средств фонда обязательного медицинского страхования (ОМС). При этом перечисляются как трудоёмкость, так и себестоимость таких видов лечения как курс лечения пародонтита (3,1 часа; 7176 руб.), гингивита (1,08; 1955 руб.), окклюзионной шины (0,86 часа у врача; 1,08 – у зубного техника; 2661 руб.), композитной пломбы (0,60; 1435 руб.), керамической вкладки (1,10 часа у врача; 2,5 – у зубного техника; 4995 руб.), эндодонтического лечения (1,47; 3618 руб.), удаления зуба (0,58; 1182 руб.), профессиональной гигиены (0,99; 1533 руб.), диспансерного осмотра (0,31; 714 руб.) [163].

Экономическую эффективность полимерных временных протезов, изготовленных методом трёхмерной печати, рассчитывал Л.Г. Киракосян (2023) методом расчёта рентабельности нормативного годового объёма работы зубного техника. Наибольшая рентабельность получена относительно цифровых технологий производства, в частности, для одиночной коронки 153,8%, для мостовидного протеза – 111,5% против рентабельности аналогового метода производства 15,5% [99].

С.П. Ярилкина (2013) проводила хронометраж каждого этапа профессиональной гигиены рта с целью экономического подкрепления целесообразности профгигиены. Определено: трудоёмкость профгигиены 70 минут у врача и 68 – медсестры; структура трудоёмкости – чистка зубов, их полировка и аппликация фторсодержащих препаратов 42,9%, 21,4% и 14,3%, определение гигиенических индексов и заполнение амбулаторной карты 18,6%. Использование аппаратов «Air Flow» и «Piezon Master» не сокращает трудоёмкость профгигиены,

а аппарата «Vector» увеличивает её до 90 минут. На фоне недостаточной индивидуальной гигиены профгигиена при интактном пародонте обеспечивает стабильность его состояния при двукратном проведении в год с затратами времени 140,0 минут и с финансовыми затратами ~ 12000 рублей. Экономическая эффективность профессиональной гигиены при интактном пародонте за год достигает 42,2%, при гингивите при двукратном проведении профессиональной гигиены – 46,4% при трёхкратном – 57,8% [287].

Е.Ю. Чуянова (2016) применила экономические показатели при обосновании Программы диспансерного стоматологического обслуживания работников с опасными условиями труда СНИИП Атомэнергомаша. Автор использовала данные Е.Е. Олесова по реальной себестоимости основных стоматологических манипуляций актуальные требования к уровню зарплаты мед. работников в соответствии с Майскими указами президента. Дополнительно рассчитана себестоимость химиоотверждаемой композитной пломбы с использованием хронометража трудозатрат врача и медсестры, взвешивания пломбирочного и других материалов, данных по амортизационным и коммунальным расходам. Учитывалась потребность в расчёте на одного работника с опасными условиями труда в разных видах лечения. Установлено, что реальные затраты стоматологическое лечение превосходят тарифы ОМС на 39,6–78,6%, а именно: при профгигиене и ремтерапии – соответственно на 39,6% и 54,0%, при лечении гингивита и пародонтита – на 54,3% и 68,0%, при пломбировании химиоотверждаемым и светоотверждаемым композитами – на 69,1% и 100%, при эндодонтическом лечении с химиоотверждаемой и светоотверждаемой пломбой – на 60,3% и 73,0%, при удалении зуба – на 54,6%, при диспансерном приёме – на 78,6%. С учётом потребности работников в лечении затраты на 1 человека в год составили 21748 рублей, при этом 7969 рублей покрываются из программы ОМС (что меньше необходимого на 63,0%). Автор прогнозирует при выполнении в течение года Программы диспансерного обслуживания снижение стоимости дальнейшей диспансеризации на 37,0% [274].

Для анализа медико-экономической эффективности ортодонтического лечения детей (период раннего сменного прикуса) О.С. Каганова (2019) сначала проанализировала трудоёмкость ортодонтии в зависимости от вида зубочелюстных аномалий, а затем рассчитала его себестоимость и структуру затрат. На основании длительности и кратности посещений при ортодонтическом лечении определена трудоёмкость разных его методик дифференцированно для врача-ортодонта, медсестры и зубного техника. При этом учитывался вид и тяжесть патологии. Расчёт стоимости лечения складывался из амортизации рабочего места, оборудования и инструмента; расходных материалов; косвенных затрат на одно рабочее место; почасовой оплаты медработников с учётом уровня зарплаты в регионе и Майских указов президента. Экономическая эффективность раннего ортодонтического лечения фиксировалась при снижении себестоимости ортодонтического лечения подростка с постоянным прикусом в сравнении с себестоимостью такого лечения при отсутствии раннего лечения. По данным автора трудоёмкость и себестоимость раннего ортодонтического лечения в зависимости от его вида 5,8–9,4 часов и 18 430–112 466 рублей. Отмечено, что безлигатурные брекет-системы снижают трудоёмкость лечения на 20% и на столько же повышают себестоимость. В структуре трудоёмкости наибольшую долю составляют трудозатраты врача-ортодонта (трудозатраты зубного техника не превышают в среднем 20%). Себестоимость ортодонтического лечения детей в сменном прикусе на одного ребёнка должна составлять 28 443 рубля, при отсутствии такого лечения себестоимость ортодонтического лечения у ребёнка с постоянным прикусом увеличивается до 44 835 рублей, с учётом сохранившейся потребности в ортодонтическом лечении его себестоимость при предшествующем ортодонтическом лечении в периоде сменного прикуса составляет 59 015 рублей. Сделан вывод об отсутствии экономической эффективности раннего ортодонтического лечения (за исключением смещения зубов и перекрёстного прикуса), хотя имеется медицинский эффект при некоторых случаях патологии. В структуре себестоимости лечения (безлигатурные брекет-системы) наибольшие доли распространяются на материальные затраты (56,2%) и оплату труда (36,6%);

лигатурные брекеты снижают вклад материальных затрат (43,3%) и повышает вклад заработной платы (49,5%) [95].

По отношению к военным пенсионерам В.А. Довбнев (2009) проанализировал трудовые и экономические затраты при их стоматологическом лечении и дал рекомендации. Автор базировался на выявленной потребности в лечении и протезировании пенсионеров, классификаторе (Программе госгарантий) стоматологических мероприятий и технологий (выраженных в условных единицах труда), стоимости 1 условной единицы труда – 107,5 рублей. Рассчитано: финансирование полноценного лечения одного военного пенсионера 3 139 рублей; протезирования – 34 571 рублей); в структуре стоимости несъёмные протезы занимают 64,3%; трудоёмкость и стоимость протезирования практически не зависят от возраста военных пенсионеров [66].

Сравнивая экономическую целесообразность коронковых вкладок при замещении дефектов твёрдых тканей зубов в сравнении с композитными реставрациями, Б.Ю. Дзюев (2010) изучал трудозатраты и стоимость материалов, зарплату основного медицинского персонала. Автор делает вывод о более высокой прибыли клиники при использовании вкладки в сравнении с композитной пломбой: 2700 и 1680 рублей [63].

Одним из разделов исследования Н.И. Шаймиевой (2021), посвящённого разработке социально-ориентированных программ стоматологической помощи в Республике Татарстан, стал раздел экономической эффективности программ, в частности территориальной программы ОМС в зубном протезировании. Метод математического моделирования показал экономию средств на зубопротезирование при полном отсутствии зубов, если использовать дентальные имплантаты для увеличения срока службы протезов; годовой размер сэкономленных средств достигает 8 816 тысяч рублей. Получен экономический эффект от системного и местного применения фторида у школьников: в 12 лет снижение интенсивности кариеса произошло на 60,3%, что сэкономило 125 рублей на 1 ребёнка; эффект от фторгерметизации фиссур – индекс интенсивности кариеса снизился на 66,4%, что сэкономило 437 рублей; фторирование молока –

соответственно на 55,5% (через 10 лет) и 133 рубля. В сумме за 4 года фторгерметезации фиссур у школьников 7 лет из-за сохранности 90,3% зубов экономия средств на лечение составила 6 млн рублей, через 10 лет все программы для детей дали эффект 43,8 млн [276].

В ходе сравнения прецизионности искусственных коронок, изготовленных из разных материалов и с использованием разных технологий, Н.О. Гришкова (2017) рассчитала, что трудоёмкость коронок с облицовкой одинакова и составляет 6,7 часов; не отличаются и трудозатраты ортопеда – 2,3 часов (более трудоёмки коронки на фрезерованном каркасе из хромкобальта – 7,7 часов). Также установлено, что прямые трудозатраты зубного техника близки для коронок с разными каркасами – от 2,1 до 2,9 часов (наименьшие трудозатраты у коронки на прессованном керамическом каркасе); использование необходимого оборудования увеличивает трудоёмкость зуботехнического этапа до 47,5%. Также близка себестоимость разных коронок (максимально 12,8 тыс. рублей); при этом в себестоимости наиболее значительна заработная плата врача и техника (до 79,4%) и расходы на материалы (до 20%) [56].

А.И. Тихонов (2017), сравнивая экономическую целесообразность штифтовых вкладок из металла и диоксида циркония, показал близкие трудозатраты стоматолога вместе с зубным техником (100 минут), хотя общая трудоёмкость керамической вкладки на треть больше из-за длительности фрезерования и синтеризации (соответственно 150,1 минут и 107,8 минут). Из-за стоимости диоксида циркония материальные затраты этой вкладки на 20% больше (1364,7 руб. против 1116,4 руб.). Себестоимость сравниваемых вкладок (свыше 5 тыс. руб; 65% – зарплата) сопоставима [248].

Значительно реже представлены исследования в области экономических аспектов имплантологии [16, 32].

Экономическое сравнение, предпринятое Р.У. Берсановым (2016) относительно протетических конструкций при дефектах зубных рядов разной протяжённости, показало отсутствие различий металлокерамического и керамического мостовидных протезов по трудоёмкости – соответственно 17,6 и

18,4 часов. Нет разницы и в трудоёмкости производства бюгельного и эластичного съёмных протезов – 18,3 и 15,3 часов. Трудозатраты при использовании коронки на имплантате вместо мостовидного протеза уменьшает трудоёмкость в 3 раза; коронки на опорных зубах удваивают время изготовления бюгельного протеза – 38,1 часов. Покрывной протез на имплантатах в 3 раза более трудоёмок в сравнении с полным съёмным протезом – 33,4 и 8,8 часов. Во всех случаях зуботехнический этап занимает $\frac{3}{4}$ производственного времени. Относительно себестоимости приводятся данные: металлокерамический и цельнокерамический мостовидные протезы не различаются – 14,8 тыс. рублей и 16,1 тыс. рублей; коронка на имплантате увеличивает себестоимость на треть – 22,7 тыс. рублей; не различаются бюгельный и эластичный съёмные протезы – 13,4 тыс. рублей и 15,1 тыс. рублей (опорные коронки в 2 раза увеличивают себестоимость бюгельного протеза – 33 295,4 рублей); в сравнении с полным съёмным протезом использование опорных имплантатов увеличивает себестоимость в 8 раз, поскольку учитывается операция имплантации и стоимость имплантатов – 7,1 и 56,2 тыс. рублей. Себестоимость во многом зависит от зарплаты сотрудников (до 65,6%), материальных затрат (до 64,1% в случае имплантации). Прогноз себестоимости в год эксплуатации разных протезов с учётом необходимой их замены в течение 15 лет показал наименьшие затраты для несъёмных протезов на имплантатах (2,3 тыс. рублей) и для полных съёмных протезов (1,5 тыс. рублей). Автор считает экономически целесообразными при отсутствии всего зубного ряда протезы на имплантатах, поскольку удорожание повторного протезирования в этом случае самое небольшое – 1,2 раза [16].

Д.А. Бронштейн (2018) сконцентрировал свои усилия на сравнении разных протетических конструкций при полном отсутствии зубов, опирающихся на внутрикостные дентальные имплантаты, в том числе, в экономическом аспекте. Несмотря на преимущества 6 имплантатов в сравнении с 4 при оценке долгосрочности протезирования, расчёты показывают равнозначность общих трудозатрат (19 часов), но дают различия примерно на 25% в трудоёмкости хирургического этапа в пользу 4 имплантатов; нет отличий в трудоёмкости

зуботехнического этапа. Не различается структура трудоёмкости: врачей до 15,7%, техника до 39,1%; существенна работа технологического оборудования – до 33,3%. По расчётам Д.А. Бронштейна самая большая себестоимость (100 тыс. рублей) характерна для несъёмного протеза на 6 имплантатах из-за стоимости имплантатов (70%). Пятую часть составляет зарплата медицинских работников [32].

Обобщая данные литературного обзора, можно констатировать:

- эффективность протезирования на дентальных имплантатах варьирует в широких пределах в разных исследованиях;
- факторами риска и прогнозирования эффективности имплантации являются, согласно большинству исследований, микробиологический фактор, связанный с исходным наличием пародонтита, плохой гигиеной рта, тонким фенотипом десны;
- по данным исследований можно выделить биомеханический фактор недостаточного количества и структуры костной ткани как основы для восприятия функциональной нагрузки с имплантата, что обуславливает разработку технологий и материалов для костной пластики;
- другими биомеханическими обстоятельствами можно считать количество имплантатов, их размеры, особенности конструкций протезов, окклюзионные параметры, но они отражены в единичных работах и не представлены в сравнительном аспекте при анализе отдалённых клинических результатов имплантации.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Критерии и методика выявления биомеханических факторов риска несъёмного протезирования на дентальных имплантатах

С целью выявления частоты возникновения неадекватных биомеханических условий в практике дентальной имплантологии проведён клинико-рентгенологический анализ состояния периимплантатных тканей, протезов на имплантатах и биомеханических условий имплантации и протезирования у 391 пациента Центра стоматологии, косметологии и красоты «РОАНГОЛИ», которым 10 лет назад завершено несъёмное протезирование на 1222 дентальных имплантатах.

Среди пациентов было 175 мужчин и 216 женщин. По возрасту обследованные делились: 30–40 лет – 49 человек, 41–50 лет – 67 человек, 51–60 лет – 74 человека, 61–70 лет – 83 человека, 71–80 – 74 человека, 81–87 лет – 44 человека.

подавляющее большинство пациентов (312 человек) не соблюдали назначенную периодичность диспансерных осмотров и профессиональной гигиены рта.

1222 внутрикостных имплантатов производства Nobel Biocare (США), MIS (Израиль), ICX (Германия) проанализированы по критериям:

- резорбция костной ткани;
- периимплантатное воспаление;
- рецессия десны;
- удаление имплантатов;
- сохранность исходного состояния;
- поломка конструкции.

Всем обследованным проводилась ортопантомография для оценки резорбции периимплантатной костной ткани; клиническое обследование состояния протезов на имплантатах, периимплантатных тканей для выявления явлений воспаления и глубины периимплантатных пространств, а также рецессии десны.

Критерии состояния периимплантатных тканей анализировались и учитывались в зависимости от имеющихся факторов биомеханического риска относительно следующих параметров:

- объем костной ткани (достаточный, недостаточный некомпенсированный, компенсированный костной пластикой);
- плотность костной ткани (низкая, оптимальная, высокая);
- толщина кортикальной кости (1 мм, 2 мм, 3 мм);
- костная пластика (нет, направленная тканевая регенерация с имплантацией, предварительная пластика);
- длина имплантата (5 мм, 7 мм, 9 мм, 11 мм, 13 мм, 15 мм);
- диаметр имплантата (2,5; 3,0; 3,5; 4,0);
- узел соединения (конусный глубокий, конусный короткий, монолитный имплантат);
- соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах (1:1, 1:1,5, 1:2, 1:2,5);
- положение имплантата (перпендикулярно альвеолярному гребню, с наклоном к альвеолярному гребню);
- окклюзионные супраконтакты на имплантатах (да, нет);
- замещение дефектов зубного ряда (полное, неполное);
- жевательная нагрузка (повышенная, оптимальная, пониженная);
- апроксимальные контакты (да, нет);
- объединение с зубами (да, нет);
- нагрузка (немедленная, ранняя, отсроченная).

Выбор критериев оценки периимплантатных тканей, протезов, а также неадекватных и оптимальных биомеханических факторов установки и нагрузки имплантатов базировался на данных и рекомендациях национальных руководств, клинических рекомендаций и исследований по оценке эффективности дентальных имплантатов, особенностям биомеханики дентальных имплантатов [62, 166, 167].

Клинико-рентгенологический анализ позволил в процентном соотношении выявить структуру клинической распространённости неадекватных биомеханических условий установки и функционирования имплантатов на современном этапе. Проанализированы 45 условий функционирования имплантатов, имеющих отношение к биомеханическим условиям.

Дифференцированный анализ частоты выявления удалений имплантатов, осложнений в периимплантатных тканях в группах с адекватными и осложнёнными биомеханическими условиями позволил выявить степень ухудшения состояния имплантатов в неблагоприятных условиях.

По итогам проведённого анализа оформлены базы данных: «База данных значений прогностического риска неблагоприятного исхода имплантации дентальных имплантатов» (Свидетельство о регистрации базы данных RU 2023621324, заявл. 17.04.2023; опубл. 25.04.2023) [216] и «Исходы имплантации в зависимости от биомеханических факторов функционирования имплантатов» (Свидетельство о регистрации базы данных RU 2023621369, заявл. 17.04.2023; опубл. 02.05.2023) [217].

2.2. Разработка прогностической многофакторной модели состояния имплантатов в зависимости от исходных биомеханических факторов

С целью прогноза состояния имплантатов в отдалённые сроки несъёмного протезирования в зависимости от исходных биомеханических условий разработана прогностическая многофакторная модель.

Модель построена на основе полученных данных клинической эффективности протезирования в зависимости от биомеханических факторов функционирования имплантатов. Для построения модели оценивалась вероятность наступления неблагоприятного исхода, на фоне риска от рассматриваемого фактора риска [31, 133, 246].

Вероятность наступления i -го неблагоприятного исхода P_{ij} для каждого j -го фактора риска определялась по формуле:

$$P_{ij} = \frac{n_{ij}}{m_i} \quad (1)$$

где n_{ij} – число пациентов с i -ым неблагоприятным исходом; m_i – общее число пациентов обследованных, при исследовании j -го фактора риска.

Величину риска R_{ij} i -го неблагоприятного исхода для каждого j -го фактора риска определяли по формуле:

$$R_{ij} = \frac{n_{ij}}{n_{ij} + h_j} \quad (2)$$

где h_j – число пациентов, обследованных при исследовании j -го фактора риска, для которых зафиксирована сохранность исходного состояния имплантата.

Непосредственно прогностическое значение Pr_{ij} вероятности i -го неблагоприятного исхода, при действии на пациента j -го фактора риска можно оценить по формуле:

$$Pr_{ij} = (R_{ij} + P_{ij}) - (R_{ij} * P_{ij}) \quad (3)$$

При расчёте прогностического значения учитывается как вероятность наступления неблагоприятного исхода, так и связанный с фактором риска соответствующий риск.

Определяя у пациента факторы риска, можно спрогнозировать вероятность i -го неблагоприятного исхода после 10 лет эксплуатации имплантатов. Если необходимо спрогнозировать для пациента совокупный риск SR наступления всех (или выбранных) неблагоприятных исходов необходимо перемножить максимальные прогностические значения риска – Pr_{ij} для каждого из факторов риска, обнаруженных у данного пациента, что можно представить формулой:

$$SR = \prod_i \max_j Pr_{ij} \quad (4)$$

Зная совокупный риск и представляя наиболее значимые для данного пациента факторы риска, можно разработать и предложить пациенту профилактические действия по снижению влияния того или иного фактора риска.

Прогностическая модель представлена в виде таблицы с расчётом прогностического значения Pr_{ij} . В таблице в цветовой кодировке представлены в

соответствии с статистической значимостью различий уровни прогностического риска (красный – высокий, жёлтый – умеренный, зелёный – низкий). Для расчёта статистической значимости различий использовались критерии оценки значимости различий исходов в зависимости от воздействия фактора риска: критерий Хи-квадрат; критерий Хи-квадрат с поправкой Йейтса; критерий Хи-квадрат с поправкой на правдоподобие. Таким образом, были использованы жёсткие рамки для определения значимости различий.

2.3. Экспериментальное моделирование биомеханики внутрикостных имплантатов, замещающих частичный дефект зубного ряда

В соответствии с практикой исследования напряжённно-деформированного состояния (НДС) протетических конструкций использован метод трёхмерного математического моделирования биомеханических процессов с помощью конечно-элементного анализа [5, 17, 22, 23, 25, 39, 40, 47, 58, 75, 94, 99, 101, 122, 139, 143, 149, 171, 177, 180, 194, 205, 228, 235, 248, 252, 256, 267, 269, 279, 286, 289, 300, 319, 340, 359, 373]. Численное моделирование НДС любого объекта, включая МКЭ, считается наиболее эффективным методом в механике деформируемой среды, которая основана на принципах вариаций. Область расчёта напряжений представляется системой конечных элементов, объединяющихся между собой в узлах (вариантах) без разрывов на границах между элементами. Зависимость перемещений узлов от приложенных к ним сил определяется жёсткостью элементов, которая, в свою очередь, зависит от геометрии элементов и механических свойств их материалов, в частности, деформируемости и прочности. Описанный процесс заменяет непрерывную искомую функцию – перемещения, напряжения – дискретной моделью с кусочно-непрерывными функциями, характерными для каждого конечного элемента. При этом в условиях МКЭ важны форма и тип конечного элемента для наиболее точного решения и точной дискретизации расчётной области. Тем точнее результаты моделирования, чем

меньше размеры конечных элементов и выше их порядок в последовательности полинома, аппроксимирующего искомую функцию внутри конечного элемента.

Созданы 4 серии трёхмерных математических моделей.

Первая отображала напряжения в костной ткани (раздельно в кортикальной и губчатой кости) вокруг одиночного дентального имплантата в сопоставлении с естественным зубом (премоляром нижней челюсти) (Рисунок 1, Рисунок 2).

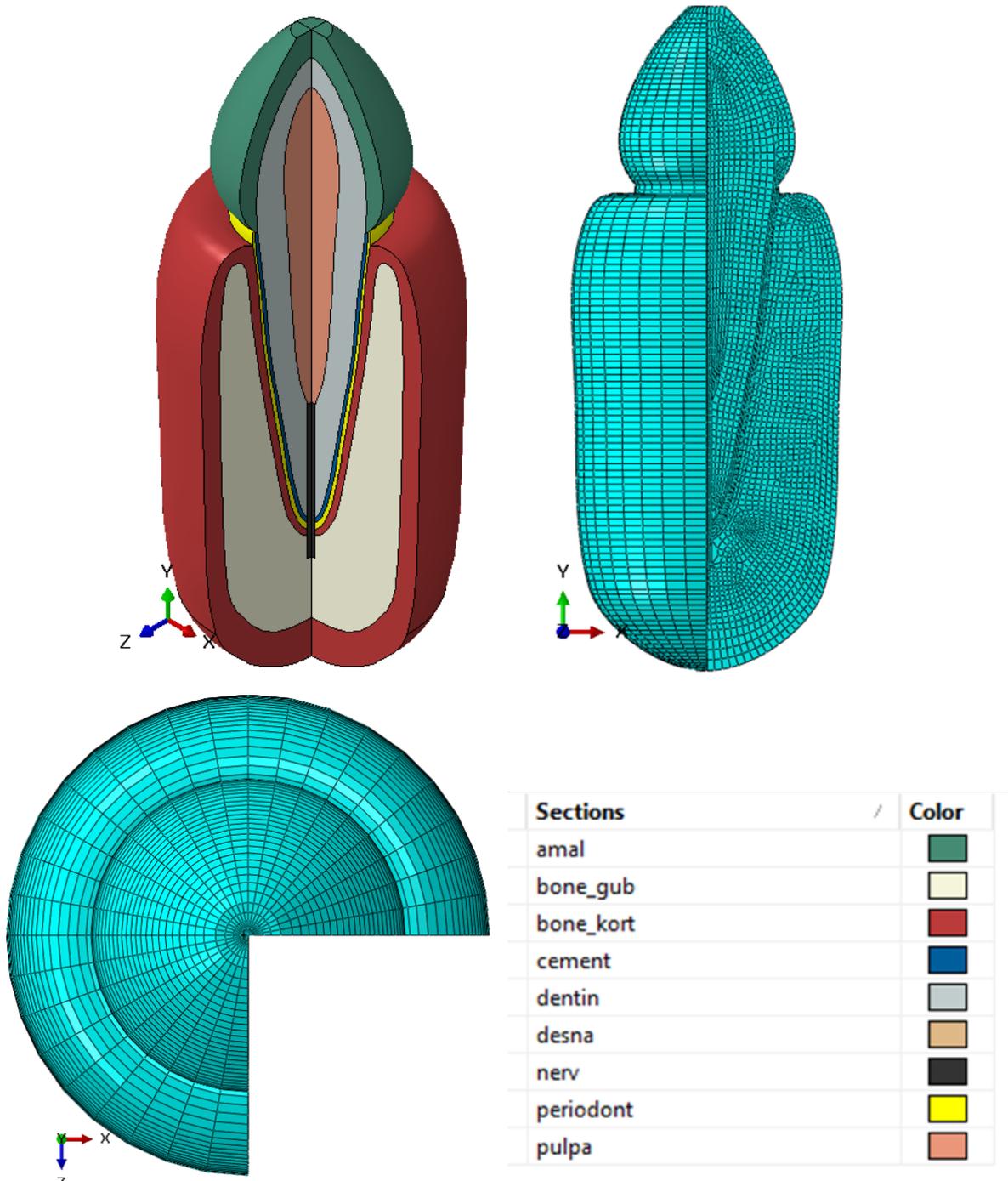


Рисунок 1 – Базовая трёхмерная математическая модель зуба

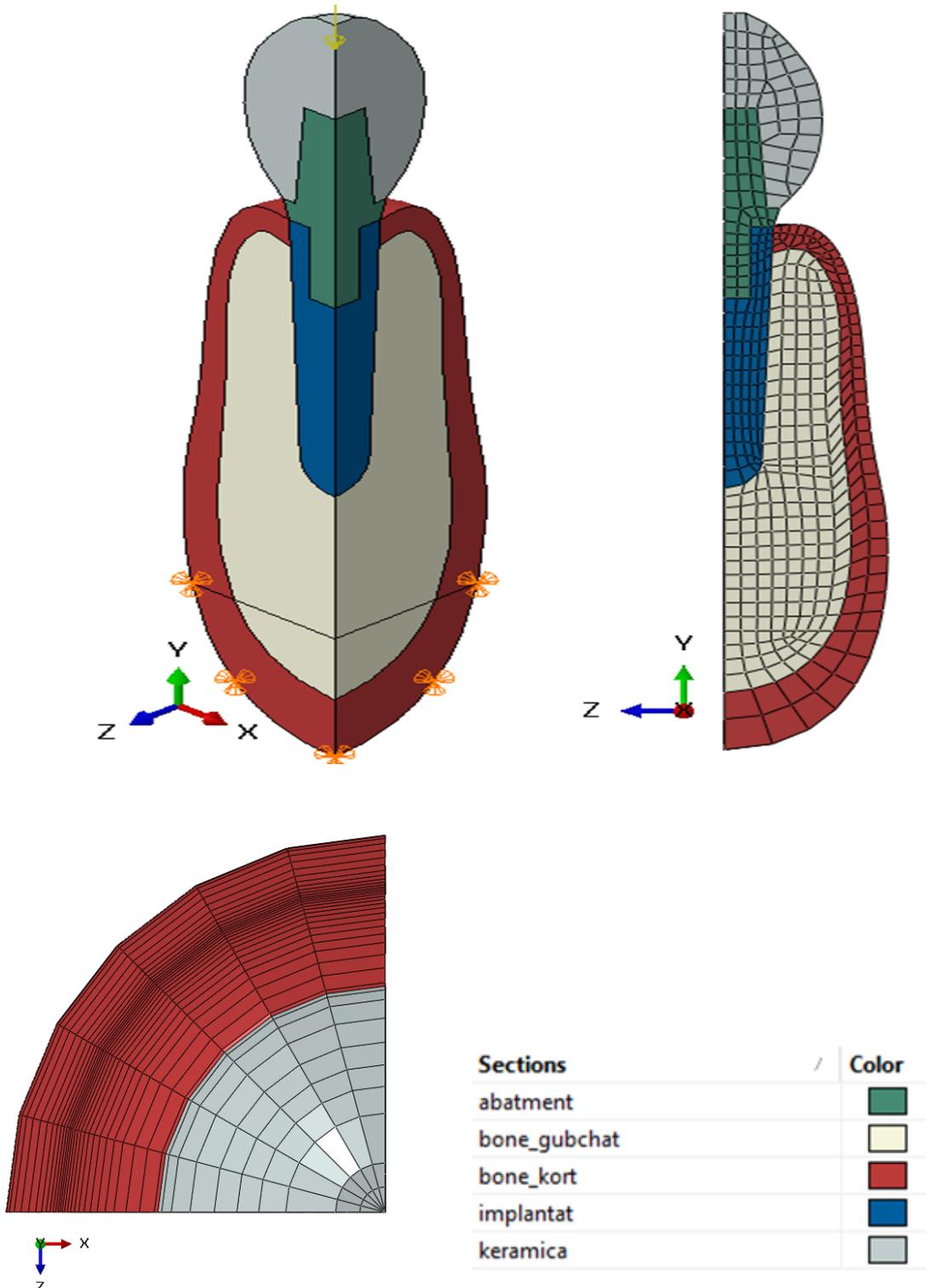


Рисунок 2 – Базовая трёхмерная математическая модель внутрикостного имплантата

Вторая содержала 12 моделей неадекватных биомеханических условий функционирования имплантатов:

- диаметр имплантата меньше на 30%;
- длина имплантата меньше на 30%;

- диаметр и длина имплантата меньше на 30%;
- плотность кости меньше на 30%;
- толщина кортикальной кости меньше на 30%;
- окклюзионный супраконтакт;
- резорбция периимплантатной кости на 30%;
- резорбция периимплантатной кости на 50%;
- контакт с костной тканью 50%;
- угловой абатмент 15°;
- угловой абатмент 30°;
- увеличение нагрузки на 30%.

Третья серия отражала картину напряженно-деформированного состояния сегмента зубного ряда нижней челюсти с тремя дентальными имплантатами в сопоставлении с интактным сегментом зубного ряда, а также с мостовидным протезом на двух зубах (Рисунок 3).

Четвертая серия моделировала неадекватные биомеханические условия функционирования имплантатов, замещающих включённый дефект зубного ряда:

- отсутствие апроксимальных контактов коронок на имплантатах;
- неполное замещение дефекта зубного ряда (наличие двух имплантатов и отсутствие между ними зуба);
- мостовидный протез на двух имплантатах;
- мостовидный протез с опорой на имплантат и зуб (Рисунок 3).

Изучено напряженно-деформированное состояние костной ткани в 21 математической модели.

Варианты трёхмерного математического моделирования соответствуют таким условиям нагрузки имплантата, как: использование коротких и узких имплантатов без применения остеопластического увеличения объёмов костной ткани; имплантация в «рыхлую» костную ткань с тонкой кортикальной костью; повышенная нагрузка при неполном замещении дефектов зубных рядов и при супраконтактах на протезах; установка имплантатов под наклоном или применение

угловых абатментов; функционирование имплантатов в условиях периимплантита; немедленная нагрузка на имплантат ранее периода остеоинтеграции всей его поверхности; замещение дефекта зубного ряда мостовидным протезом на зубах, на имплантатах и на имплантате и зубе; замещение дефекта зубного ряда имплантатами с контактирующими керамическими коронками и без апроксимального контакта.

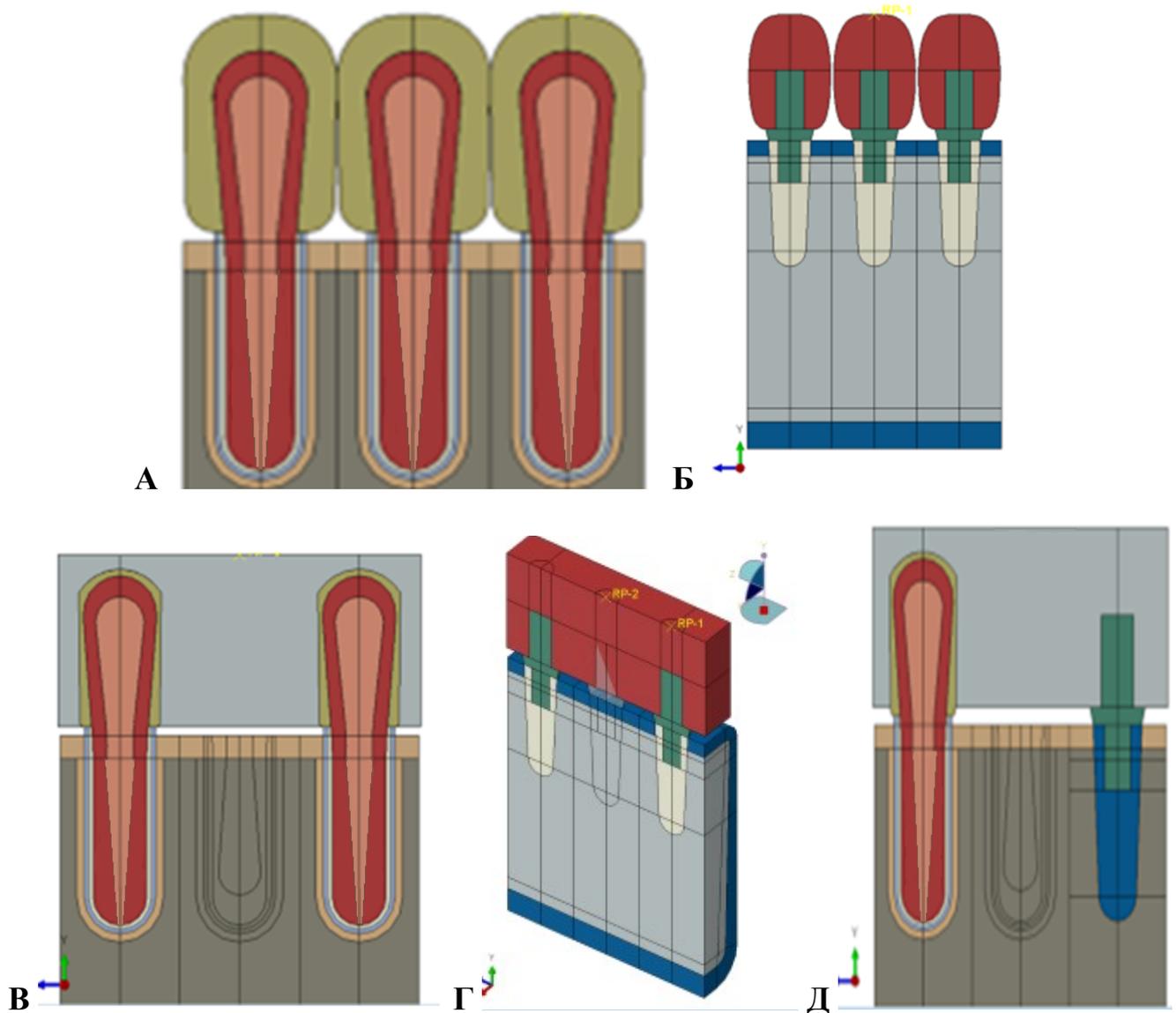


Рисунок 3 – Базовая трёхмерная математическая модель сегмента интактного зубного ряда (А), дефекта зубного ряда при замещении имплантатами (Б), мостовидным протезом на зубах (В), мостовидным протезом на имплантатах (Г), мостовидным протезом на имплантате и зубе (Д)

Во всех базовых моделях реализованы размеры и физико-механические естественные свойства материалов и тканей: длина зуба 27 мм, ширина зуба 6,5 мм (шейка 5,5 мм), толщина кортикальной лунки 0,42 мм (толщина кортикальной кости у шейки зуба 1,15 мм), толщина кортикальной кости по базальному краю челюсти 2,1 мм, общая толщина периодонта и цемента 0,3 мм, длина имплантата 11 мм, диаметр имплантата 3 мм (Таблица 1).

Таблица 1 – Параметры физико-механических характеристик тканей зубов и челюсти, материалов имплантатов и коронок

Материалы, ткани	Модуль упругости E, МПа	Коэффициент Пуассона
Кортикальная кость	20 500	0,32
Губчатая кость	3500	0,34
Эмаль	81 700	0,28
Дентин	23 300	0,31
Цемент	4200	0,3
Периодонт	10	0,3
Титан	116 000	0,32
Керамика	200 000	0,22

Ко всем моделям прикладывалась нагрузка 150 Н в вертикальном и наклонном направлениях (под углом 45° со щёчной стороны).

Программа трёхмерного математического моделирования напряженно-деформированного состояния SolidWorks позволяла зафиксировать не только интегральные напряжения (МПа), а также распространяющиеся в вертикальном направлении, щёчно-язычном и медио-дистальном. Величины напряжений сравнивались с известными пределами прочности кости, в частности 15 МПа для губчатой и 150 МПа для кортикальной [17, 32, 40, 256]. Математические результаты иллюстрировались автоматически цветокартированием напряжений, что позволяло представить объёмную картину распределения напряжений.

2.4. Разработка адаптированных баз данных биомеханических показателей периимплантатной костной ткани

Замещение дефекта зубного ряда различными способами и с использованием имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования, а также различия в состоянии костной ткани пациентов являются набором тех факторов, которые необходимо учитывать. Моделирование конкретных характеристик для каждого отдельного пациента является задачей высокой сложности и для оптимизации её решения можно использовать способ адаптации результатов уже сделанных нескольких модельных расчётов.

В этом случае (в рамках настоящего исследования) адаптация результатов моделирования содержала три раздела:

- оценка параметров костной ткани пациентов;
- адаптация моделирования параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантата;
- адаптация результатов моделирования максимальных интегральных напряжений в костной ткани при замещении дефекта зубного ряда с использованием имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования.

Важным параметром костной ткани является её плотность [319]. Эмпирическое правило оценки плотности костной ткани – ρ имеет вид:

$$\rho = 1,028 + (0,000769 \times HU) \quad (1)$$

где HU – параметр, измеряемый в единицах Хаунсфилда (Hounsfield units).

Модуль Юнга (E) может быть найден следующим образом:

$$E = 2349 \times \rho^{2,15} \quad (2)$$

Эмпирические правила, представленные формулами (1) и (2), имеют значительный диапазон применения:

- для плотности костной ткани [0,39–2,66] г/см³;
- для модуля Юнга [323–19237] МПа.

Плотность костной ткани изменчива в зависимости от возраста, пола, и ряда других факторов [317, 352]. Однако диапазон, в котором справедливы эмпирические правила 1 и 2, позволяет учитывать практически все факторы и состояния костной ткани пациентов.

При адаптации результатов моделирования параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов рассмотрено два подхода. Первый подход основан на рассмотрении вариаций экзогенных факторов формы имплантата: шаг резьбы (TP), глубину резьбы (TD), угол конуса (TA), диаметр шейки имплантата (ID), базовый размер (BS).

Оптимизация экзогенных факторов формы имплантата производится в соответствии с предложенной в работах [311, 335] методике, которая основана на оптимизации функции $y_m(x)$ и упругих свойств материала имплантата. Формально условие оптимизации можно записать:

$$\left\{ \begin{array}{l} \min_x y_m(x) \\ x = \left\{ \frac{TP - 0,8}{0,13}; \frac{\rho - 1,080}{0,07867}; \frac{BS - 3,0}{0,66}; \frac{TD - 0,4}{0,07}; \frac{TA - 12,5}{4,92} \right\} \end{array} \right. \quad (3)$$

Оптимизация проводится под индивидуальные значения плотности ρ костной ткани пациента.

Второй подход основан на адаптации результатов моделирования с учётом эндогенных факторов. Эндогенными факторами являются: плотность кости, толщина кортикального слоя кости и величина остеоинтеграции. Модели, которые позволяют оценить эндогенные факторы, описаны в работах [22, 99, 139, 177, 279, 317, 352]. Сам подход заключается в учёте того, что костная ткань отвечает изменением скорости роста на ежедневные нагрузки в соответствии с индивидуальными свойствами костной ткани (эндогенными факторами) и уровнем жевательной нагрузки. Интегральные напряжения в периимплантатной костной ткани определяется как результат взаимосвязи эндогенных факторов и уровня жевательной нагрузки [363]. В рамках данного подхода получается адаптировать

результаты моделирования параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани для широкого диапазона эндогенных факторов.

При адаптации результатов моделирования максимальных интегральных напряжений в костной ткани при замещении дефекта зубного ряда с использованием имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования использовали работы, в которых рассматривались модели с ограниченным набором вариантов замещения дефектов зубного ряда [337, 340], и работы в которых рассматривались результаты экспериментальных исследований [305, 373]. Ограниченность работ в данном направлении исследований обусловлена сложностью моделирования. Однако метод адаптации результатов моделирования позволяет решать эту сложную задачу. Схематично использованный способ адаптации может быть представлен следующим образом (Таблица 2).

Таблица 2 – Принцип расчёта адаптации результатов моделирования

Условие функционирования имплантата	Замещение дефекта зубного ряда единичным имплантатом	Замещённый дефект зубного ряда, отличный от замещения единичным имплантатом
Начальное биомеханическое условие функционирования имплантата	S_0	S_2
Изменённое биомеханическое условие функционирования имплантата	S_1	$S_3 = \frac{S_1}{S_0} \times S_2$

В этой схеме из предварительных модельных расчётов известны максимальные интегральные напряжения в костной ткани – S_0 , S_1 , S_2 . Результатом адаптации модельных расчётов является параметр S_3 . Прямое моделирование таких сложных ситуаций, когда необходимо учитывать разные варианты замещения дефекта зубного ряда и различные биомеханические условия функционирования является трудоёмкой задачей со значительной погрешностью моделирования. Гораздо меньшую погрешность расчёта даёт адаптация результатов моделирования.

Возможности адаптации результатов математического моделирования напряжений, полученных разными авторами и с разными условиями моделирования, показаны на примере данных настоящего исследования и близких по смыслу исследований S. Gupta et al. (2020) по математическому моделированию напряжений периимплантатной кости в зависимости от степени её резорбции [316], а также исследования R. Medina-Galvez et al. (2021) по изучению напряжённно-деформированного состояния периимплантатной кости при наличии или отсутствии кортикальной пластины [303].

Результаты исследования S. Gupta et al. (2020) отражали параметры напряжённно-деформированного состояния периимплантатной костной ткани при близкой величине нагрузки (118,2 Н), наклонной нагрузке 15°, при сравнении исходного уровня периимплантатной костной ткани с её резорбцией на 10%, 25%, 50% длины титанового имплантата.

Результаты исследования R. Medina-Galvez et al. (2021) отражали параметры напряжённно-деформированного состояния кости при наличии или отсутствии кортикальной пластины, а также при использовании разных материалов коронки, покрывающей имплантат: карбон-волоконный композит, карбон-волоконная керамика, РЕЕК-композит, металлокерамика, металл, металл-композит.

Важнейшим разделом адаптации результатов биомеханического моделирования стало математическое сопоставление биомеханических параметров костной ткани при замещении на имплантатах дефекта зубного ряда и вокруг одиночных имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования (разделы 3.4 и 3.5).

Сочетание данных литературных источников и данных представленного исследования значительно расширяет вариабельность возможных условий функционирования имплантатов и повышает соответствие показателей функциональных напряжений этим условиям, что отражено в комплексных таблицах в разделе 3.6.

2.5. Управление рисками в имплантологии на основе экономической многофакторной модели сравнительной эффективности затрат на диспансерное наблюдение и устранение нежелательных исходов имплантации в зависимости от исходных биомеханических факторов и затрат на их коррекцию на начальном этапе

Модель построена на основе полученных в исследовании данных клинической эффективности протезирования в зависимости от биомеханических факторов функционирования имплантатов и стоимости соответствующих клинических манипуляций на различных этапах реализации плана реабилитации. Для построения модели оценивались потребность, стоимость поддержания исходного состояния и коррекции вероятного неблагоприятного исхода, на фоне затрат на коррекцию рассматриваемого фактора риска на начальном этапе реабилитации пациента [6, 16, 56, 66, 79, 95, 141, 185, 186, 199, 220, 243, 276, 277, 280].

Результаты расчётов приведены в Таблице 22. Для расчёта использовались клинические количественные данные, изложенные в разделах 3.1 и 3.2 и выраженные в процентах от общей выборки из 1222 имплантатов. Финансовые показатели сведены к условной стоимости одной имплантации, в целом сохраняющей соотношения со стоимостями как хирургических, так и ортопедических и пародонтологических стоматологических услуг (условные единиц затрат – у.е.з.) вне зависимости от условий хозяйствования конкретной медицинской организации (форма собственности, маркетинговое позиционирование, курс национальной валюты и т. п.).

Расчёт использует данные о вероятности сохранения исходного состояния и наступления нежелательных исходов в выборке в целом. Величины распределения упомянутых исходов процитированы из Таблицы 4 и приведены во второй строке Таблицы 22. Расчёты стоимости приведены в первой строке.

Затраты приверженного лечению (комплаентного) пациента Z_k , строго выполняющего все предписания лечащего врача, скорее всего сводятся к оплате

девяти комплексов профессиональной гигиены C_{Γ} за десять лет. В столбце В отражено значение этих затрат по отношению к стоимости одной имплантации $C_{и}$, умноженной на среднее количество имплантатов, установленных одному пациенту:

$$Z_{к} = \frac{9 * C_{\Gamma}}{C_{и} * \frac{И}{П}} \quad (5)$$

где И = 1222 имплантатов, а П = 391 пациентов (то есть одному пациенту в среднем установлено 3,1 имплантата). Значения C_{Γ} и $C_{и}$, как и всех цен в исследовании, взяты из действующего на момент расчета прейскуранта медицинской организации.

Однако, доля комплаентных пациентов (19,7%) несколько превышает долю сохранивших исходное состояние имплантатов (17,8%). То есть даже при безукоризненном соблюдении рекомендаций врача и регулярных явках на диспансерные осмотры и профессиональную гигиену невозможно гарантировать беспроблемность эксплуатации имплантата и ортопедической конструкции на протяжении 10 лет. В 9,6% случаев комплаентный пациент вынужден встретиться с неблагоприятными исходами и оплатить их коррекцию. Таким образом, затраты каждого десятого комплаентного пациента должны быть увеличены на затраты, характерные для некомплаентного пациента по устранению возникающих неблагоприятных исходов $CЗ_{н}$, приведенные в столбце П (расчет ниже). Средние совокупные затраты комплаентного пациента приведены в столбце Г и рассчитаны по формуле:

$$CЗ_{к} = Z_{к} * 0,904 + CЗ_{н} * 0,096 \quad (6)$$

В первой строке столбцов Д, Ж, И, Л и Н приведены затраты на коррекцию i -го неблагоприятного исхода для одного имплантата, расположенные по увеличению степени тяжести и стоимости коррекции, выраженные в условной стоимости имплантации. Аргументом этих функций, аналогичных по смыслу формуле (5), являются:

- для периимплантатного воспаления – цена закрытого кюретажа в области сегмента челюсти с последующим повтором в области проблемного имплантата с использованием аппарата Vector или стоматологического лазера с последующим переводом (в среднем с пятого года) на регулярную диспансеризацию и гигиену аналогично комплаентному пациенту, но с дополнительной аппликацией лекарственных препаратов;
- для рецессии десны – цена хирургической коррекции её фенотипа в зоне каждого имплантата;
- для резорбции костной ткани – цена полировки обнажающейся шейки имплантата, дополнительного кюретажа и лоскутной операции;
- для поломки конструкции – цена полутора протезных единиц с опорой на имплантат. Среднее количество единиц, приходящихся на один имплантат (СП), рассчитано, исходя из данных биомеханического фактора № 9 «Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъёмных протезах» путём суммирования произведений процентных долей имплантатов (n_j) в исследовании на соответствующее количество протезных единиц (P_j):

$$СП = \frac{\sum_j(n_j * P_j)}{100} \quad (7)$$

- для удаления имплантатов – цена реимплантации с костной пластикой в 80% случаев с 80% успешностью и повторным протезированием в среднем полутора протезными единицами согласно формулы (7).

Для расчёта средних совокупных затрат некомплаентного пациента ($СЗ_n$) полученные цены коррекции каждого i -го неблагоприятного исхода ($Ц_i$) умножаются на вероятность его наступления (P_i), среди всех неблагоприятных исходов (за исключением вероятности сохранения исходного состояния), отражаются в столбцах Е, З, К, М и О первой строки таблицы 22 и суммируются:

$$СЗ_n = \frac{\sum_i(Ц_i * P_i)}{(100 - 17,8)} \quad (8)$$

Средние совокупные затраты некомплаентного пациента на коррекцию возможных неблагоприятных исходов отражены в первой строке столбца П.

При расчёте зависимости затрат от биомеханических факторов риска для оценки совокупных затрат на сохранение исходного состояния комплаентного пациента по каждому j -му фактору риска ($СЗ_{kj}$) использовались две альтернативные формулы. Если выраженная в процентах вероятность сохранения исходного состояния комплаентного пациента по каждому j -му фактору риска (P_{kj}) меньше доли комплаентных пациентов в выборке (19,7%) – несмотря на следование всем рекомендациям врача сохраняется риск получения неблагоприятных исходов с вытекающей из этого необходимостью оплаты их коррекции, – то аналогично формуле (6) с заменой средних вероятностей на соответствующие частные:

$$СЗ_{kj} = \frac{З_k * P_{kj} + СЗ_n * (19,7 - P_{kj})}{19,7} \quad (9)$$

Если же вероятность сохранения исходного состояния комплаентного пациента по каждому j -му фактору риска (P_{kj}) больше доли комплаентных пациентов в выборке – частичное пренебрежение рекомендациями врача (экономия на профессиональной гигиене) оставляет шанс на сохранность исходного состояния, – то затраты корректируются на обратную пропорцию:

$$СЗ_{kj} = \frac{З_k * 19,7}{P_{kj}} \quad (10)$$

Полученные таким образом значения совокупных затрат на сохранение исходного состояния комплаентного пациента по каждому j -му фактору риска приведены в столбце Г.

Расчёт совокупных затрат некомплаентного пациента на коррекцию возможных неблагоприятных исходов по каждому j -му фактору риска аналогичен таковому для выборки в целом (формула 8). Рассчитанные затраты приведены в столбце П для каждого значения биомеханического фактора построчно.

Полученные значения совокупных затрат на сохранение исходного состояния комплаентного пациента и на коррекцию возможных неблагоприятных

исходов некомплаентного пациента по выборке в целом и по каждому j-му фактору риска перенесены в столбцы Г и Д Таблицы 23 для дальнейшего анализа.

В столбце Е той же таблицы указаны средние совокупные значения затрат пациента по выборке в целом и по каждому j-му фактору риска, рассчитанные как средневзвешенные затраты для комплаентного и некомплаентного пациентов:

$$CCЗ_j = \frac{CЗ_{kj} * 19,7 + CЗ_{nj} * 80,3}{100} \quad (11)$$

Рассчитан экономический эффект от управления биомеханическими рисками на начальном этапе имплантологического лечения.

В результате сопоставления вероятностей исходов и современных клинических возможностей оптимальными (достижимыми и достаточными в результате медицинской коррекции исходных неблагоприятных значений) признаны следующие значения биомеханических факторов, при оптимуме которых вероятности наступления нежелательных исходов как правило минимальны:

- 1) плотность костной ткани оптимальная;
- 2) объем костной ткани компенсированный костной пластикой;
- 3) предварительная костная пластика;
- 4) толщина кортикальной кости 3 мм;
- 5) длина имплантата 13 мм;
- 6) диаметр имплантата 4 мм;
- 7) конусный глубокий узел соединения;
- 8) положение имплантата перпендикулярно альвеолярному гребню;
- 9) соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах – 1:1,5;
- 10) отсутствие окклюзионных супраконтактов на имплантатах;
- 11) полное замещение дефектов зубного ряда;
- 12) оптимальная жевательная нагрузка;
- 13) наличие апроксимальных контактов;
- 14) отсутствие объединения с зубами;
- 15) отсроченная нагрузка.

Для оценки эффективности коррекции неблагоприятных значений каждого биомеханического фактора были рассчитаны цены медицинских манипуляций, скорректированные на частоту их применения и вероятность успеха, приведённые к условной стоимости имплантации. Значения таких цен коррекции каждого j -го неблагоприятного биомеханического фактора до оптимального значения (C_j) приведены в столбце В Таблицы 23 и включают:

- 1) конденсация костной ткани остеотомами, реверсивными свёрлами, агрессивными имплантатами с отсроченной нагрузкой без временного протезирования;
- 2) сравнительно менее затратный, более предсказуемый и в два раза чаще используемый синус-лифтинг или костная пластика с двумя раневыми поверхностями;
- 3) то же;
- 4) направленная костная регенерация в четыре раза чаще костной трансплантации всегда с исходно неблагоприятными условиями, сопутствующими вертикальной аугментации;
- 5) синус-лифтинг;
- 6) костная пластика с двумя раневыми поверхностями и 70% успехом;
- 7.2) переход с одной двухэтапной системы имплантатов на другую, более современную;
- 7.3) костная пластика с двумя раневыми поверхностями и 70% успехом;
- 8) сравнительно менее затратный, более предсказуемый и в три раза чаще используемый синус-лифтинг или направленная костная регенерация с двумя раневыми поверхностями во фронтальном отделе;
- 9) установка дополнительного имплантата на каждые два имплантата в мостовидной конструкции;
- 10) переход на минимально достаточный качественный уровень протезирования;
- 11) установка дополнительного имплантата и его протезирование на каждый имеющийся;
- 12) то же;

- 13) переход на минимально достаточный качественный уровень протезирования (последующее замещение утраченных на этапе функционирования соседних зубов не относится к коррекции фактора на начальном этапе);
- 14) установка дополнительного имплантата на каждый имеющийся имплантат в мостовидной конструкции с отделением её от зубов;
- 15) профилактика осложнений во фронтальном отделе с целью сохранения костной ткани при помощи мягкотканной аугментации, ботулинотерапии и временного протезирования.

Ожидаемый экономический эффект коррекции неблагоприятных биомеханических факторов на начальном этапе реабилитации ($ЭК_j$) складывается из экономии средств за десять лет эксплуатации протеза, рассчитанных отдельно для комплаентного и некомплаентного пациентов. Для первого эффект ($ЭК_{kj}$) равен разности между совокупными затратами на сохранение исходного состояния по каждому неблагоприятному значению j -го фактора риска ($СЗ_{kj}$), этой же величины для оптимального значения фактора ($СЗ_{ко}$) и цены коррекции каждого j -го неблагоприятного биомеханического фактора до его оптимального значения ($Ц_j$):

$$ЭК_{kj} = СЗ_{kj} - СЗ_{ко} - Ц_j \quad (12)$$

Полученные значения экономического эффекта (экономии) от коррекции каждого j -го неблагоприятного биомеханического фактора для комплаентного пациента приведены в столбце Ж Таблицы 23. Для некомплаентного пациента экономия ($ЭК_{nj}$) рассчитана аналогично и приведена в столбце З.

В столбце И той же таблицы показаны средние значения экономического эффекта коррекции каждого j -го неблагоприятного биомеханического фактора, рассчитанные как средневзвешенная экономия для комплаентного и некомплаентного пациентов:

$$СЭК_j = \frac{ЭК_{kj} * 19,7 + ЭК_{nj} * 80,3}{100} \quad (13)$$

2.6. Статистическая обработка результатов исследования

Статистический анализ проводился с использованием программы StatTech v. 3.1.10 («Статтех», Россия).

При сравнении клинических групп и подгрупп производилась оценка количественных показателей, которые оценивались на соответствие нормальному распределению с помощью критерия Колмогорова-Смирнова, если количество обследованных более 50, и критерия Шапиро-Уилка – количество обследованных менее 50 [31, 133, 246]. При нормальном распределении количественные показатели описывались с помощью средних арифметических величин M и стандартных отклонений SD с границами доверительного интервала ДИ 95%. При отсутствии нормального распределения количественные данные описывались с помощью медианы Me и нижнего и верхнего квартилей $Q1$ – $Q3$. В условиях нормального распределения количественных показателей сравнение трех и более групп выполнялось с помощью однофакторного дисперсионного анализа; апостериорные сравнения проводились с помощью критерия Тьюки. При отсутствии нормального распределения сравнение трех и более групп по количественному показателю выполнялось с помощью критерия Краскела-Уоллиса; апостериорные сравнения – с помощью критерия Данна с поправкой Холма.

При разработке прогностической модели зависимости количественной переменной от изучаемых факторов использовался метод линейной регрессии; теснота связи определялась по шкале Чеддока.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

3.1. Выявляемость биомеханических факторов риска несъёмного протезирования на дентальных имплантатах

Анализ состояния имплантатов через 10 лет после установки, проведённый в зависимости от биомеханических факторов функционирования имплантатов, позволил установить частоту выявляемости оптимальных и уязвимых с позиций биомеханики условий имплантации, характерных для современной имплантологии (Таблица 3, Рисунок 4).

Из всего количества проанализированных 1222 имплантатов по критерию исходной плотности костной ткани – низкая, оптимальная, высокая – установленные имплантаты распределялись в соотношении 32,3%, 50,3%, 17,4% (соответственно 395, 614, 213 имплантатов).

По критерию исходного объёма костной ткани – достаточный, недостаточный некомпенсированный, компенсированный костной пластикой – имплантаты составляли 22,5%, 15,%, 62,0%, т. е. 275, 189 и 758 имплантатов, что подтверждает редкое условие имплантации – достаточный объём костной ткани, а также что отражает широкое распространение видов остеопластики в имплантологии.

Толщина кортикальной костной ткани преимущественно составляла 1 мм и 2 мм, соответственно распространялась на 803 и 408 имплантатов, что составляло 65,7% и 33,4%.

У 62,0% имплантатов проводилась костная пластика (758 имплантатов): у 27,8% (340 имплантатов) – предварительная пластика, у 34,2% (418 имплантатов) – направленная тканевая регенерация во время установки имплантатов. 38,0% имплантатов устанавливались без костной пластики (464 имплантатов), в том числе при дефиците костной ткани.

817 имплантатов (66,9%) устанавливались перпендикулярно альвеолярному гребню, а 405 (33,1%) – наклонно.

Размеры имплантатов были: 11 мм – 43,5% (532 имплантата), 9 мм – 24,1% (294 имплантатов), 13 мм – 12,8% (156 имплантатов), 7 мм – 12,8% (156 имплантатов), 5 мм – 2,7% (33 имплантата), 15 мм – 4,1% (51 имплантат). Чаще всего применялись имплантаты длиной 11 мм.

Диаметр имплантатов: 3 мм – 44,0% (538 имплантатов), 2,5 мм – 29,1% (356 имплантатов), 3,5 мм – 17,8% (217 имплантатов), 4,0 мм – 9,1% (111 имплантатов).

В подавляющем большинстве имплантаты имели конусное соединение с абатментом: с глубоким конусом 56,8% (694 имплантатов), с коротким – 41,0% (501 имплантатов). 27 имплантатов были неразборными (монолитными) – 2,2%.

42,6% имплантатов функционировали при полном замещении дефектов в зубном ряду (521 имплантат), 57,4% (701 имплантат) – при частичном замещении дефектов, т. е. с возможной перегрузкой имплантатов.

36,6% имплантатов (447 имплантатов) были опорой одной искусственной коронки, т.е. соотношение имплантатов и протезных единиц 1:1, 41,9% (512 имплантатов) включались в мостовидные протезы из трех единиц на двух имплантатах (соотношение имплантатов и протезных единиц 1:1,5), 14,5% имплантатов (177 имплантатов) – из четырёх единиц на двух имплантатах (соотношение имплантатов и протезных единиц 1:2), 7,0% имплантатов (86 имплантатов) были основой протяжённых мостовидных протезов по принципу на 2 имплантата 5 протезных единиц.

Мостовидные протезы с опорой на имплантаты и зубы включали 235 имплантатов (19,2%), большинство имплантатов (987, 80,8%) не объединялись с естественными опорными зубами в мостовидных протезах.

Нагрузка имплантатов в большинстве случаев (1015 имплантатов, 83,1%) была отсроченная после периода остеоинтеграции, 114 имплантатов (9,3%) подвергались ранней нагрузке, а 93 (7,6%) – немедленной функциональной нагрузке.

Таблица 3 – Структура биомеханических факторов риска у пациентов с несъёмными протезами на дентальных имплантатах

Факторы риска	Всего	Плотность костной ткани			Объем костной ткани			Костная пластика			Толщина кортикальной кости						
		низкая	оптималь	высокая	достат.	недостат. некомпенсир.	компенсир. костной пластикой	нет	НТР с имплант.	предварит. пластика	1 мм	2 мм	3 мм				
Количество имплантатов	1222	395	614	213	275	189	758	464	418	340	803	408	11				
% от всех имплантатов	100,0	32,3	50,3	17,4	22,5	15,5	62,0	38,0	34,2	27,8	65,7	33,4	0,9				
Длина имплантата (мм)						Диаметр имплантата (мм)				Узел соединения			Положение имплантата				
5	7	9	11	13	15	2,5	3,0	3,5	4,0	конусный глубок.	конусный коротк.	монолит. имплантат	перпендик. альвеол. гребню		наклон к альвеол. гребню		
33	156	294	532	156	51	356	538	217	111	694	501	27	817		405		
2,7	12,8	24,1	43,5	12,8	4,1	29,1	44,0	17,8	9,1	56,8	41,0	2,2	66,9		33,1		
Соотношение имплантат. и прот. единиц				Окклюз. супраконт.		Замещение всех дефектов		Жевательная нагрузка			Апроксим. контакты		Объединение с зубами		Нагрузка		
1:1	1:1,5	1:2	1:2,5	да	нет	полное	неполн.	повыш.	оптим.	пониж.	да	нет	да	нет	немедл.	ранняя	отсроч.
447	512	177	86	714	508	521	701	344	727	151	484	738	235	987	93	114	1015
36,6	41,9	14,5	7,0	58,4	41,6	42,6	57,4	28,1	59,5	12,4	39,6	60,4	19,2	80,8	7,6	9,3	83,1
Примечание: НТР – направленная тканевая регенерация																	



Рисунок 4 – Распространённость неадекватных биомеханических условий при функционировании имплантатов (срок установки – 10 лет)

Необходимые апроксимальные контакты коронок на имплантатах с зубами или другими протезами были характерны для 60,4% имплантатов (738 имплантатов), отсутствие таковых выявлялось у 39,6% (484 имплантатов).

У многих имплантатов (58,4%, 714 имплантатов) выявлялись окклюзионные супраконтакты вследствие окклюзионных искажений в процессе многолетней эксплуатации, а отсутствие супраконтактов было характерно для 41,6% имплантатов (508 имплантатов).

Для 727 имплантатов (59,5%) функциональная нагрузка оценивалась как оптимальная, для 344 (28,1%) – повышенная из-за недостаточного количества имплантатов в области жевательных зубов, для 151 имплантата (12,4%) – пониженная в связи с отсутствием антагонистов. Имплантаты и окружающая костная ткань нередко испытывают перегрузку в связи с неадекватными биомеханическими условиями.

Обобщая анализ биомеханических условий функционирования имплантатов, можно констатировать, что до настоящего времени не учитываются и не

корректируются неблагоприятные условия во многих случаях использования имплантатов. На практике по 10-летнему опыту тонкая кортикальная кость отмечается у 65,7% имплантатов, отсутствие апроксимальных контактов – 60,3%, окклюзионные супраконтакты – 58,4%, перегрузка имплантатов из-за неполного замещения дефектов зубного ряда – 57,3%, короткий конусный узел соединения имплантата с абатментом – 41,0%, имплантаты с наклоном к альвеолярному гребню – 33,1%, низкая плотность костной ткани – 32,3%, узкие имплантаты – 29,1%, повышенная функциональная нагрузка – 28,1%, недостаточное количество опорных имплантатов – 21,5%, мостовидные протезы с опорой на имплантаты и зубы – 19,2%, недостаточный и некомпенсированный костной пластикой объем костной ткани у 15,5%, короткие имплантаты – 15,5%.

3.2. Зависимость клинической эффективности протезирования с опорой на дентальные имплантаты от биомеханических факторов функционирования имплантатов

По итогам анализа десятилетнего использования несъёмных протезов на 1222 внутрикостных дентальных имплантатах установлено удаление 139 имплантатов (11,4%) (Рисунок 5, Таблица 4).

Воспаление периимплантатных тканей разной степени выраженности характерно для многих имплантатов (865 имплантатов, 70,8%). Этот показатель обусловлен как отсутствием регулярной диспансеризации (гигиенической и окклюзионной), низкой комплаентностью пациентов и неблагоприятными биомеханическими условиями функционирования имплантатов.

При этом хроническое воспаление в периимплантатной десне сочеталось с резорбцией костной ткани, т. е. периимплантитом, у 674 имплантатов (55,2% от установленных).

У 18,3% имплантатов (224) наблюдалась рецессия десны.

Неизменное состояние мягких и костных тканей вокруг имплантатов после 10-летнего периода эксплуатации встречалось у 17,8% установленных имплантатов (218).

Различные поломки протетических конструкций на имплантатах, не требующие их удаления, наблюдались у 95 имплантатов (7,8%) на разных сроках эксплуатации (сколы керамической облицовки, ослабление и деформация трансокклюзионных винтов, расцементировка коронок.

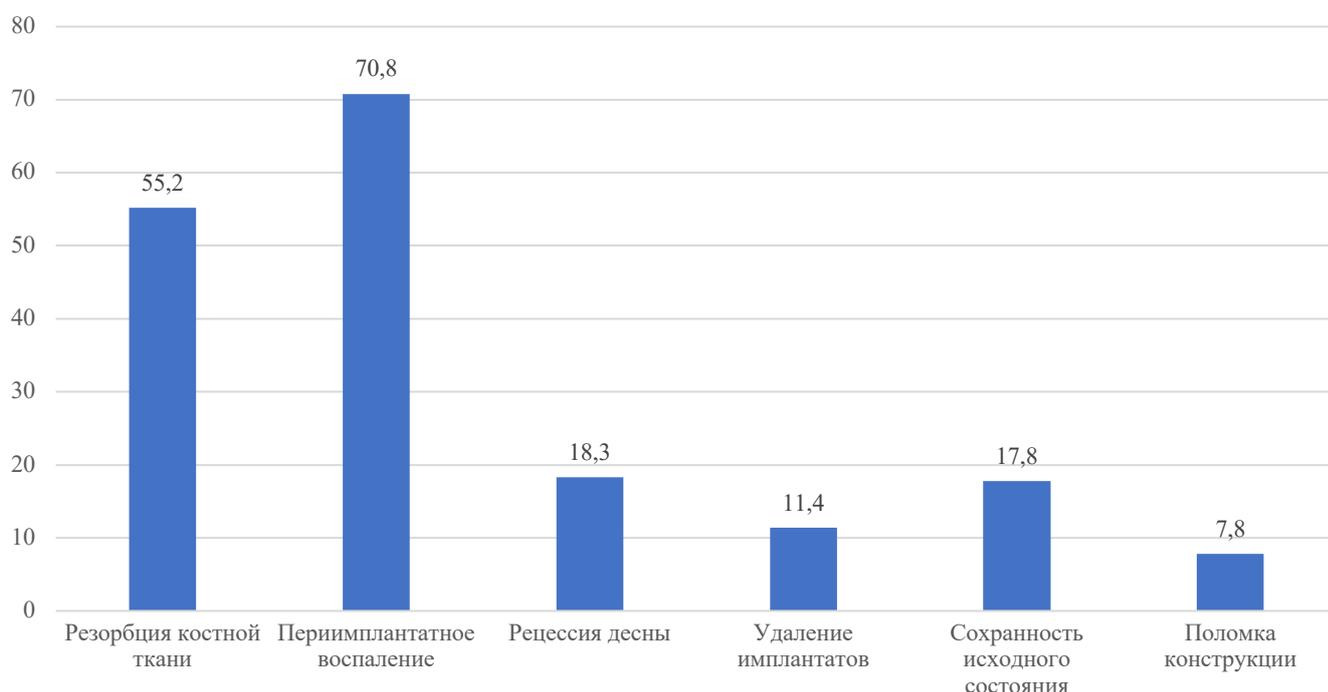


Рисунок 5 – Состояние несъёмных протезов и опорных внутрикостных имплантатов через 10 лет функциональной нагрузки (%)

Эффективность имплантации зависит от плотности, объёма костной ткани и толщины кортикальной пластины в зоне имплантации.

В зависимости от исходной плотности костной ткани, а именно низкой, оптимальной, высокой, удаления имплантатов за десятилетний период были в количестве 59, 64, 16, т. е. частота удалений в группах с указанной плотностью костной ткани составляла соответственно 14,9%, 10,4%, 7,5%. В этих группах частота выявления периимплантатного воспаления составляла: 78,4% (310 имплантатов) – в костной ткани с низкой плотностью; 69,7%

(428 имплантатов) – с оптимальной плотностью; 59,6% (127 имплантатов) – с высокой плотностью. С увеличением плотности костной ткани выявляемость резорбции периимплантатной кости уменьшалась – 71,4%, 50,2%, 39,4% (соответственно 282, 308, 84 имплантатов от установленных в кости низкой, оптимальной и высокой плотности). Так же уменьшается выявляемость рецессии десны – 23,8%, 18,2%, 8,5% (94, 112, 18 имплантатов). Поломки протетической конструкции встречались у 13,2%, 5,4%, 4,7% протезов на имплантатах соответственно в кости с низкой, оптимальной и высокой плотностью (52, 33, 10 имплантатов). Без изменений в периимплантатных тканях сохранялись 6,6% (26 имплантатов), установленных в костную ткань с низкой плотностью, 19,9% (122 имплантатов) – с оптимальной плотностью, 32,9% (70 имплантатов) – с высокой плотностью. Таким образом, видна связь отдалённых показателей состояния имплантатов от плотности костной ткани.

Важность объёма костной ткани для биомеханической адекватности протезирования на имплантатах видна при сравнении результатов имплантации в исходно достаточном, недостаточном (некомпенсированном), компенсированном костной пластикой. Соответствующие показатели в части удаления имплантатов были: 10,5% – 29 имплантатов от установленных в оптимальных условиях, 21,2% – 40 имплантатов от установленных в недостаточный объём; 9,2% – 70 имплантатов от установленных при остеопластике. Та же закономерность отмечается при анализе выявляемости хронического воспаления десны: 72,7% – при достаточном объёме костной ткани, 68,1% – при компенсированном объёме (соответственно 200 и 516 имплантатов из установленных в этих условиях), 78,8% – при недостаточном объёме (149 имплантатов).

Таблица 4 – Зависимость состояния имплантатов (n=1222, 10 лет) от исходных биомеханических факторов (кол-во / %)

	Биомеханические факторы	Количество имплантатов	Резорбция костной ткани	Периимплантатное воспаление	Рецессия десны	Удаление имплантатов	Сохранность исходного состояния	Поломка конструкции
	Всего							
		1222	674 / 55,2	865 / 70,8	224 / 18,3	139 / 11,4	218 / 17,8	95 / 7,8
1.	Плотность костной ткани							
	низкая	395 / 32,3	282 / 71,4	310 / 78,4	94 / 23,8	59 / 14,9	26 / 6,6	52 / 13,2
	оптимальная	614 / 50,3	308 / 50,2	428 / 69,7	112 / 18,2	64 / 10,4	122 / 19,9	33 / 5,4
	высокая	213 / 17,4	84 / 39,4	127 / 59,6	18 / 8,5	16 / 7,5	70 / 32,9	10 / 4,7
2.	Объем костной ткани							
	достаточный	275 / 22,5	149 / 54,2	200 / 72,7	47 / 17,1	29 / 10,5	46 / 16,7	22 / 8,0
	недостаточный некомпенсированный	189 / 15,5	142 / 75,1	149 / 78,8	48 / 25,4	40 / 21,2	0 / 0	26 / 13,8
	компенсированный костной пластикой	758 / 62,0	383 / 50,6	516 / 68,1	129 / 17,0	70 / 9,2	172 / 22,7	47 / 6,2
3.	Костная пластика							
	нет	464 / 38,0	291 / 62,7	375 / 80,8	96 / 20,7	69 / 14,8	20 / 4,3	46 / 9,9
	НТР с имплантацией	418 / 34,2	221 / 52,8	277 / 66,3	76 / 18,2	44 / 10,5	97 / 23,2	29 / 6,9
	предварительная пластика	340 / 27,8	162 / 47,6	213 / 62,6	52 / 15,3	26 / 7,6	101 / 29,7	20 / 5,9
4.	Толщина кортикальной кости							
	1 мм	803 / 65,7	495 / 61,6	581 / 72,3	159 / 19,8	96 / 12,0	126 / 15,7	67 / 8,3
	2 мм	408 / 33,4	175 / 42,9	278 / 68,1	64 / 15,6	43 / 10,5	87 / 21,3	28 / 6,9
	3 мм	11 / 0,9	4 / 36,3	6 / 54,5	1 / 9,1	0 / 0	5 / 45,5	0 / 0
5.	Длина имплантата							
	5 мм	33 / 2,7	28 / 84,8	27 / 81,8	11 / 33,3	6 / 18,2	0 / 0	3 / 9,1
	7 мм	156 / 12,8	114 / 73,1	120 / 76,9	41 / 26,2	26 / 16,7	10 / 6,4	15 / 9,6
	9 мм	294 / 24,1	179 / 60,9	217 / 73,8	52 / 17,7	33 / 11,2	44 / 15,0	24 / 8,5
	11 мм	532 / 43,5	266 / 50,0	363 / 68,2	94 / 17,7	61 / 11,5	105 / 19,7	40 / 7,5
	13 мм	156 / 12,8	66 / 42,3	107 / 68,6	20 / 12,8	10 / 6,4	39 / 25,0	9 / 5,8
	15 мм	51 / 4,1	21 / 41,2	31 / 60,8	6 / 11,8	3 / 5,9	17 / 33,3	4 / 7,8

Продолжение Таблицы 4

	Биомеханические факторы	Количество имплантатов	Резорбция костной ткани	Периимплантатное воспаление	Рецессия десны	Удаление имплантатов	Сохранность исходного состояния	Поломка конструкции
6.	Диаметр имплантата							
	2,5	356 / 29,1	225 / 63,2	286 / 80,3	79 / 22,2	46 / 12,9	24 / 6,7	36 / 10
	3,0	538 / 44,0	290 / 53,9	379 / 70,4	99 / 18,4	63 / 11,7	96 / 17,8	44 / 8,2
	3,5	217 / 17,8	108 / 49,8	135 / 62,2	32 / 14,7	21 / 9,7	61 / 28,1	12 / 5,5
	4,0	111 / 9,1	51 / 45,9	65 / 58,5	14 / 12,6	9 / 8,1	37 / 33,3	3 / 2,7
7.	Узел соединения							
	конусный глубокий	694 / 56,8	349 / 50,3	448 / 64,6	112 / 16,1	63 / 9,1	183 / 26,4	44 / 6,3
	конусный короткий	501 / 41,0	307 / 61,3	395 / 78,8	105 / 20,9	71 / 14,2	35 / 7,0	49 / 9,8
	монолитный имплантат	27 / 2,2	18 / 66,7	22 / 81,5	7 / 25,9	5 / 18,5	0 / 0	2 / 7,4
8.	Положение имплантата							
	перпендикулярно альвеолярному гребню	817 / 66,9	358 / 43,8	549 / 67,2	144 / 17,6	50 / 6,1	218 / 26,7	37 / 4,5
	с наклоном к альвеолярному гребню	405 / 33,1	316 / 78,0	316 / 78,0	80 / 19,8	89 / 21,9	0 / 0	58 / 14,3
9.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах							
	1:1	447 / 36,6	228 / 51,0	294 / 65,7	56 / 12,5	32 / 7,1	111 / 24,8	32 / 7,2
	1:1,5	512 / 41,9	260 / 50,8	350 / 68,4	89 / 17,3	56 / 10,9	106 / 20,7	34 / 6,6
	1:2	177 / 14,5	113 / 63,8	145 / 81,9	47 / 26,5	31 / 17,5	1 / 0,6	19 / 10,7
	1:2,5	86 / 7,0	73 / 84,8	76 / 88,4	32 / 37,2	20 / 23,3	0 / 0	10 / 11,6
10.	Наличие окклюзионных супраконтактов на имплантатах							
	да	714 / 58,4	555 / 77,7	601 / 84,2	160 / 22,4	105 / 14,7	8 / 1,1	71 / 9,9
	нет	508 / 41,6	119 / 23,4	264 / 52,0	64 / 12,6	34 / 6,7	210 / 41,3	24 / 4,7
11.	Замещение дефектов зубного ряда							
	полное	521 / 42,6	215 / 41,2	268 / 51,4	88 / 16,8	48 / 9,2	205 / 39,3	36 / 6,9
	неполное	701 / 57,4	459 / 65,5	597 / 85,4	136 / 19,4	91 / 12,8	13 / 1,9	59 / 8,4

Продолжение Таблицы 4

	Биомеханические факторы	Количество имплантатов	Резорбция костной ткани	Периимплантатное воспаление	Рецессия десны	Удаление имплантатов	Сохранность исходного состояния	Поломка конструкции
12.	Жевательная нагрузка							
	повышенная	344 / 28,1	224 / 65,1	287 / 83,4	84 / 24,4	53 / 15,4	4 / 1,2	41 / 11,9
	оптимальная	727 / 59,5	380 / 52,2	491 / 67,5	120 / 16,5	78 / 10,7	158 / 21,7	46 / 6,3
	пониженная	151 / 12,4	70 / 46,3	87 / 57,6	20 / 13,2	8 / 5,3	55 / 36,4	8 / 5,3
13.	Наличие апроксимальных контактов							
	да	484 / 39,6	223 / 46,1	290 / 59,9	48 / 9,9	39 / 8,1	155 / 32,0	24 / 4,9
	нет	738 / 60,4	451 / 61,1	575 / 77,9	176 / 23,9	100 / 13,6	63 / 8,5	71 / 9,6
14.	Объединение с зубами							
	да	235 / 19,2	185 / 78,7	200 / 85,1	70 / 29,8	48 / 20,4	0 / 0	28 / 11,9
	нет	987 / 80,8	489 / 49,5	665 / 67,4	154 / 15,6	91 / 9,2	218 / 22,1	67 / 6,8
15.	Нагрузка							
	немедленная	93 / 7,6	60 / 64,5	74 / 79,6	29 / 31,2	18 / 19,3	1 / 1,1	11 / 11,8
	ранняя	114 / 9,3	68 / 59,6	85 / 74,6	30 / 26,3	17 / 14,9	12 / 10,5	11 / 9,6
	отсроченная	1015 / 83,1	546 / 53,7	705 / 69,5	165 / 16,3	104 / 10,2	106 / 20,3	73 / 7,2

Резорбция костной ткани встречалась у 54,2% (149 имплантатов) в достаточном объеме кости, у 50,6% после остеопластики (383 имплантатов), а при дефиците костной ткани она встречалась у 75,1% (142 имплантатов). Если в условиях установки имплантатов в недостаточном объеме кости рецессия десны наблюдалась у 25,4% (48 имплантатов), то в условиях достаточного и компенсированного объема она наблюдалась у 17,1% и 17,0% имплантатов соответственно (47 и 129 имплантатов). Восприятие нагрузки при недостаточном объеме костной ткани заметно чаще сопровождалось поломками протезов – 8,0% и 6,2% при достаточном и компенсированном объеме кости и 13,8% при недостаточном (22, 47 и 26 имплантатов соответственно). При анализе частоты сохранения неизменных параметров периимплантатных тканей такие имплантаты через 10 лет отсутствовали в исходно недостаточном объеме костной ткани, в то время как 16,7% и 22,7% имплантатов были без осложнений при достаточном и компенсированном объеме (соответственно 46 и 172 имплантатов).

Заметна разница в эффективности протезирования на имплантатах в условиях костной пластики (предварительной перед имплантацией, направленная тканевая регенерация (НТР) во время имплантации) и без таковой (где объединены в группу имплантаты в достаточный и недостаточный объем костной ткани). В отсутствии костной пластики удаление имплантатов составляло 14,8% против 10,5% и 7,6% в условиях НТР с имплантацией и до имплантации (соответственно 69, 44, 26 имплантатов). Относительно развития периимплантатного воспаления имплантаты без костной пластики, с пластикой во время или предварительно перед имплантацией распределялись соответственно: 80,8%, 66,3%, 62,6% (375, 277, 213 имплантатов), относительно резорбции костной ткани – соответственно 62,7%, 52,8%, 47,6% (291, 221, 162 имплантатов), относительно рецессии десны 20,7%, 18,2%, 15,3% (96, 76, 52 имплантатов); по поломкам протезов соответственно 9,9%, 6,9%, 5,9% (46, 29, 20 имплантатов). Через 10 лет функционирования сохранялось исходное состояние периимплантатных мягких и костных тканей у 4,3% имплантатов без костной пластики, 23,2% – с НТР во время имплантации, 29,7% – при предварительной остеопластике (соответственно 20, 97, 101 имплантатов).

Выявляется прямая пропорциональная зависимость эффективности протезирования на имплантатах от исходной толщины кортикальной кости в зоне имплантации. Если при толщине 3 мм удалений имплантатов не наблюдалось, то при толщине 2 мм и 1 мм удалялись через 10 лет 10,5% (28 имплантатов) и 12,0% имплантатов (96 имплантатов) от установленных в перечисленных условиях. Относительно периимплантатного воспаления выявляемость была 54,5%, 68,1% и 72,3% (6, 278, 581 имплантатов) при толщине кортикальной пластины 3 мм, 2 мм, 1 мм, резорбция костной ткани – соответственно 36,3%, 42,9%, 61,6% (4, 175, 495 имплантатов), рецессия десны – соответственно 9,1%, 15,6%, 19,8% (1, 64, 159 имплантатов); поломка конструкций – 0,0%, 6,9%, 8,3% (0, 28, 67 имплантатов). Без осложнений функционировали 5, 87, 126 имплантатов при установке в кость с кортикальной пластиной 3 мм, 2 мм, 1 мм (соответственно 45,5%, 21,3%, 15,7%).

При анализе эффективности протезирования на имплантатах разной длины в отдалённые сроки установлено увеличение частоты удаления имплантатов с уменьшением длины имплантатов. Так, при длине имплантатов 15 мм, 13 мм, 11 мм, 9 мм, 7 мм, 5 мм удалялись из них за 10 лет 5,9%, 6,4%, 11,5%, 11,2%, 16,7%, 18,2% (3, 10, 61, 33, 26, 6 имплантатов указанной длины); периимплантатное воспаление выявлялось соответственно у 60,8%, 68,6%, 68,2%, 73,8%, 76,9%, 81,8% (соответственно по убывающей длины имплантатов 31, 107, 363, 217, 120, 27 имплантатов); резорбция костной ткани с уменьшением длины имплантатов увеличивалась – 41,2%, 42,3%, 50,0%, 60,9%, 73,1%, 81,8% (соответственно 21, 66, 266, 179, 114, 28 имплантатов); рецессия десны – 11,8%, 12,8%, 17,7%, 17,7%, 26,2%, 33,3% (соответственно по убывающей длины 6, 20, 94, 52, 41, 11 имплантатов). Поломка протезов наблюдалась по мере уменьшения длины имплантатов в следующем количестве: 7,8%, 5,8%, 7,5%, 8,5%, 9,6%, 9,1% (4, 9, 40, 24, 15, 3 имплантатов). Снижение числа имплантатов с сохранностью исходного состояния периимплантатных тканей в зависимости от уменьшения их длины отражено долей имплантатов с неизменными тканями: 33,3%, 25,0%, 19,7%, 15,0%, 6,4%, 0,0% имплантатов (17, 39, 105, 44, 10, 0 имплантатов от 15 мм до 5 мм).

Относительно диаметра имплантата выявлена зависимость ухудшения результатов протезирования с уменьшением диаметра имплантатов. Удалялись 8,1%, 9,7%, 11,7%, 12,9% имплантатов с диаметром соответственно 4,0 мм, 3,5 мм, 3,0 мм, 2,5 мм (соответственно 9, 21, 63, 46 имплантатов указанного диаметра). Периимплантатное воспаление, резорбция костной ткани и рецессия десны встречались у 58,5%, 45,9%, 12,6% имплантатов диаметром 4 мм (286, 225, 79 соответствующих имплантатов), у имплантатов диаметром 3,5 мм – соответственно 62,2%, 49,8%, 14,7% (135, 108, 32 имплантатов), у имплантатов диаметром 3,0 мм – соответственно 70,4%, 53,9%, 18,4% (379, 290, 99 имплантатов), у имплантатов диаметром 2,5 мм – соответственно 80,3%, 63,2%, 22,2% (286, 225, 79 соответствующих имплантатов). Поломка протезов происходила у имплантатов с диаметром 4,0 мм, 3,5 мм, 3,0 мм, 2,5 мм в количестве 2,7%, 5,5%, 8,2%, 10,0% (3, 12, 44, 36 имплантатов указанного диаметра). Сохранность периимплантатных тканей уменьшалась пропорционально диаметру имплантатов: 33,3%, 28,1%, 17,8%, 6,7% (37, 61, 96, 24 имплантатов с уменьшением диаметра).

Роль узла соединения имплантата с абатментом (глубокий конусный, короткий конусный), а также монолитности (неразборности) имплантата по критерию удаления имплантатов видна в преимуществах глубокого конусного узла: 9,1% против 14,2% при коротком конусном соединении и 18,5% при неразборном имплантате (63, 71, 5 соответствующих имплантатов). По критерию периимплантатного воспаления осложнения распределяются соответственно как 64,6%, 78,8% и 81,5% (448, 395 и 22 соответствующих имплантатов), по критерию резорбции костной ткани – соответственно 50,3%, 61,3%, 66,7% (349, 307, 18 имплантатов), по рецессии десны – 16,1%, 20,9%, 25,9% (102, 105, 7 имплантатов). Поломки протезов чаще наблюдались при коротком конусном соединении: 9,8% против 6,3% при глубоком конусном и 7,4% при неразборном имплантате (49, 44, 2 имплантатов). Неизменность периимплантатных тканей встречалась у 26,4% имплантатов с глубоким конусным узлом соединения, 7,0% – при коротком конусе, 0,0% при монолитном имплантате (соответственно 183, 35, 0 имплантатов).

Заметна разница в эффективности протезирования на имплантатах, установленных перпендикулярно или наклонно к альвеолярному гребню. При установке с наклоном удаления имплантатов достигали 21,9% против 6,1% при перпендикулярной установке (соответственно 89 и 50 имплантатов от соответственно установленных), периимплантатное воспаление наблюдалось соответственно у 78,0% и 67,2% (316 и 549 имплантатов), резорбция костной ткани – у 78,0% и 43,8% (316 и 358 имплантатов), рецессия десны – у 19,8% и 17,6% (80 и 144 имплантатов), поломка конструкции – у 14,3% и 4,5% (58 и 37 имплантатов), без осложнений выявлялись имплантаты только при перпендикулярной установке относительно альвеолярного гребня (26,7%, 218 имплантатов).

Для эффективности имплантации имела значение протяжённость тела мостовидного протеза на имплантатах. В идеальных условиях (на каждый имплантат – искусственная коронка) удаление имплантатов составляло 7,1% (32 имплантата от установленных по этому принципу), при соотношении имплантатов и протезных единиц 1:1,5 – 10,9% (56 имплантатов), 1:2 – 17,5% (31 имплантатов), 1:2,5 – 23,3% (20 имплантатов); воспаление в периимплантатных тканях соответственно увеличению протяжённости мостовидных протезов составляло по выявляемости 88,4%, 81,9%, 58,4%, 55,7% (соответственно 76, 145, 350, 294 от установленных в этих условиях), резорбция костной ткани – 84,8%, 63,8%, 50,8%, 51,0% (73, 113, 260, 228 имплантатов), рецессия десны – 37,2%, 26,5%, 17,3%, 12,5% (32, 47, 89, 56 имплантатов). Поломка конструкции наблюдалась у 7,2% имплантатов (32 имплантата) при соотношении с протезными единицами 1:1, 6,6% (34 имплантатов) – 1:1,5, 10,7% (19 имплантатов) – 1:2, 11,6% (10 имплантатов) – 1:2,5. Без изменений периимплантатные ткани были в идеальном соотношении 1:1 в количестве 33,8% (151 имплантат), 1:1,5 – 20,7% (106 имплантатов), 1:2 – 0,6% (1 имплантат), 1:2,5 – 0,0%.

Также имела значение степень замещения протезами дефектов зубного ряда (полное замещение и неполное замещение). В первых обстоятельствах частота удаления имплантатов через 10 лет была меньше: 9,2% (48 имплантатов от функционирующих при полном замещении зубного ряда)

против 12,8% (91 имплантат при частичном замещении зубного ряда). Воспаление в периимплантатных тканях соответственно наблюдалось у 51,4% при полном замещении (268 имплантатов) и 85,4% (597 имплантатов) при полном восстановлении зубного ряда; резорбция костной ткани – 41,2% против 65,5% (соответственно 215 и 459 имплантатов); рецессия десны – 16,8% против 19,4% (88 и 136 имплантатов); поломки протезов – 6,9% и 8,4% (36 и 59 имплантатов). При неполном замещении зубного ряда неизменённые периимплантатные ткани оставались только у 1,9% имплантатов (13 имплантатов), тогда как при полном замещении – у 39,3% (205 имплантатов).

В связи с различной степенью замещённости зубного ряда проанализировано влияние повышенной, оптимальной и пониженной нагрузки. Установлено, что в перечисленных условиях удалялись за 10 лет 15,4%, 10,7%, 5,3% имплантатов (соответственно 53, 78, 8 имплантатов). Периимплантатное воспаление было характерно для 83,4% имплантатов при повышенной нагрузке, 67,5% – при оптимальной и 57,6% – при пониженной (соответственно 287, 491, 87 имплантатов). Резорбция костной ткани диагностировалась соответственно у 65,1% имплантатов, 52,2% и 46,3% (224, 380, 70 имплантатов). Рецессия мягких тканей наблюдалась у 15,4%, 10,7%, 5,3% имплантатов, функционирующих в таких условиях (53, 78, 8 имплантатов). Нарушение целостности протезов было у 11,9% имплантатов при повышенной нагрузке (41 имплантат), 6,3% и 5,3% – при оптимальной и пониженной (46 и 8 имплантатов). Без изменений периимплантатных тканей оставались у 36,4% имплантатов с пониженной нагрузкой (без окклюзионного контакта), 21,7% – с оптимальной и 1,2% – с повышенной нагрузкой (55, 158, 4 имплантатов).

Большое значение для состояния периимплантатных тканей имели выявленные окклюзионные супраконтакты на имплантатах. При их наличии удалялись 14,7% имплантатов против 6,7%, если супраконтакты не выявлялись (105 и 34 имплантатов соответственно). Периимплантатное воспаление было характерно для 84,2% имплантатов с супраконтактами (601 имплантатов) и 52,0% – без супраконтактов (264 имплантатов); резорбция костной ткани –

соответственно у 77,7% и 23,4% (555 и 119 имплантатов); рецессия десны – у 22,4% и 12,6% (160 и 64 имплантатов). Поломки протезов отмечались у 9,9% имплантатов с наличием супраконтактов (71 имплантат) и 4,7% – без супраконтактов (24 имплантата). Таким образом, при десятилетнем контроле только 1,1% имплантатов с супраконтактами сохраняли периимплантатные ткани и 41,3% имели сохранные ткани при отсутствии супраконтактов (соответственно 8 и 210 имплантатов).

Также для оценки эффективности протезирования на имплантатах важным аспектом было наличие или отсутствие апроксимальных контактов протезов на имплантатах с другими протезами или зубами. При наличии апроксимальных контактов за 10 лет удалялись 8,1% имплантатов против 13,6% – при отсутствии апроксимальных контактов (39 и 100 имплантатов соответственно), периимплантатное воспаление и резорбция костной ткани диагностировались у 59,9% и 46,1% соответственно (290 и 223 имплантатов) против 77,9% и 61,1% имплантатов с отсутствием апроксимальных контактов (575 и 451 имплантатов); рецессия десны наблюдалась у 9,9% имплантатов с апроксимальными контактами и 23,9% – без контактов (48 и 176 соответствующих имплантатов). Поломка протезов наблюдалась у 24 имплантатов с апроксимальными контактами (4,9%) и 71 имплантатов без контактов (9,6%). Сохранные периимплантатные ткани наблюдались у 32,0% имплантатов с апроксимальными контактами и 8,5% – без контактов (484 и 738 имплантатов).

Объединение с зубами единым мостовидным протезом через 10 лет нагрузки приводило к удалению 20,4% таких имплантатов против 9,2% необъединённых с зубами (48 и 91 соответствующих имплантатов). Хроническое периимплантатное воспаление, резорбция костной ткани, рецессия десны встречались при объединении имплантатов с зубами у 78,7%, 85,1% и 29,8% (185, 200 и 70 имплантатов) против 67,4%, 49,5% и 15,6% (665, 489 и 154 имплантатов) необъединённых с зубами. Нарушения протетической конструкции встречались у 11,9% имплантатов, объединённых с зубами (28 имплантатов) и 6,8% необъединённых имплантатов (67 имплантатов). 218 имплантатов,

функционирующих без объединения с зубами, сохраняли исходную топографию и состояние периимплантатных тканей (22,1%), тогда как при объединении с зубами таких имплантатов не было.

Определённое значение в отдалённой эффективности протезирования на имплантатах имели сроки приложения функциональной нагрузки на имплантаты (немедленная, ранняя, отсроченная). В перечисленных условиях частота удаления имплантатов составляла 19,3%, 14,9%, 10,2% (18, 17, 104 соответствующих имплантатов). Периимплантатное воспаление встречалось у 79,6% с немедленной нагрузкой, 74,6% – с ранней и 69,5% – с отсроченной (74, 85, 705 имплантатов); резорбция костной ткани – соответственно у 64,5%, 59,6%, 53,7% имплантатов (60, 68, 546 имплантатов); рецессия десны – у 31,2%, 26,3%, 16,3% имплантатов (29, 30, 165 имплантатов). Поломки протезов распределялись в условиях разного срока нагрузки как 11,8%, 9,6%, 7,2% (11, 11, 73 имплантатов). Без изменения периимплантатных тканей через 10 лет нагрузки оставались 20,3% имплантатов с отсроченной нагрузкой, 10,5% – с ранней и 1,1% – с немедленной нагрузкой (соответственно 106, 12, 1 имплантатов в указанных условиях).

В сравнении со среднегрупповыми показателями состояния имплантатов по критерию удаления имплантатов в течение 10 лет неадекватные биомеханические факторы располагаются в последовательности: недостаточное количество опорных имплантатов в мостовидных протезах, установка имплантатов с наклоном к альвеолярному гребню, недостаточный объем костной ткани, объединение имплантатов и зубов протезной конструкцией (частота удаления имплантатов при сроке контроля 10 лет от 23,3% до 20,4%), немедленная нагрузка имплантатов, неразборные имплантаты и короткие имплантаты (частота удаления имплантатов 19,3% и 18,2%), повышенная функциональная нагрузка, низкая плотность костной ткани, отсутствие костной пластики, супраконтакты протезов на имплантатах, короткий конусный узел соединения с абатментом, отсутствие апроксимальных контактов, узкие имплантаты, неполное замещение зубного ряда, недостаточная толщина кортикальной кости (частота удаления имплантатов от 15,4% до 12,0%) (Рисунок 6).

Соответственно частоте удалений имплантатов уменьшается число имплантатов, сохраняющих исходное состояние периимплантатных тканей (Рисунок 7).

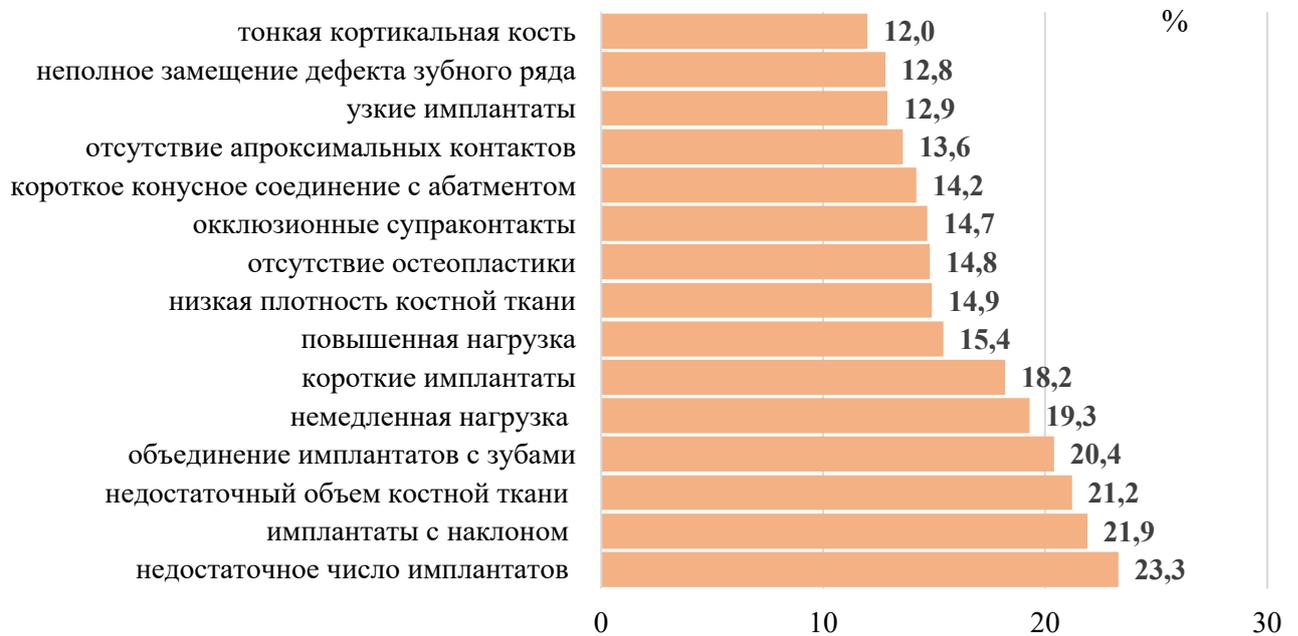


Рисунок 6 – Зависимость удаления имплантатов от неадекватных биомеханических условий функционирования (срок – 10 лет)



Рисунок 7 – Зависимость сохранности исходного состояния периимплантатной десны и уровня костной ткани от неадекватных биомеханических условий функционирования (срок – 10 лет)

Полученные результаты зарегистрированы в виде баз данных: «База данных значений прогностического риска неблагоприятного исхода имплантации дентальных имплантатов» (Свидетельство о регистрации базы данных RU 2023621324, заявл. 17.04.2023; опубл. 25.04.2023) [216] и «Исходы имплантации в зависимости от биомеханических факторов функционирования имплантатов» (Свидетельство о регистрации базы данных RU 2023621369, заявл. 17.04.2023; опубл. 02.05.2023) [217].

По результатам статистической обработки зависимости развития осложнений в состоянии периимплантатных тканей через 10 лет эксплуатации несъёмных протезов разработана прогностическая многофакторная модель состояния имплантатов в зависимости от исходных биомеханических факторов (Таблица 5).

В сводной таблице модели отражена вероятность наступления неблагоприятного исхода в состоянии периимплантатных тканей (резорбция костной ткани, периимплантатное воспаление, рецессия десны, удаление имплантатов, поломка конструкции) на фоне конкретного биомеханического фактора риска.

Таблица 5 – Прогностическая многофакторная модель состояния имплантатов в зависимости от исходных биомеханических факторов

Исход после 10 лет	Резорбция костной ткани	Периимплантатное воспаление	Рецессия десны	Удаление имплантатов	Поломка конструкции
Фактор риска	Совокупное действие всех факторов риска				
Совокупность всех факторов риска	0,89	0,94	0,59	0,46	0,50
Плотность костной ткани					
низкая	0,98	0,98	0,83	0,74	0,71
оптимальная	0,86	0,93	0,57	0,41	0,26
высокая	0,72	0,86	0,27	0,25	0,17
Объем костной ткани					
достаточный	0,89	0,95	0,59	0,45	0,57
недостаточный некомпенсированный	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
компенсированный костной пластикой	0,85	0,92	0,53	0,35	0,52
Костная пластика					
нет	0,98	0,99	0,73	0,81	0,86
НТР с имплантацией	0,86	0,91	0,28	0,38	0,54
предварительная пластика	0,80	0,88	0,21	0,27	0,44
Толщина кортикальной кости					
1 мм	0,92	0,95	0,65	0,50	0,40
2 мм	0,81	0,92	0,51	0,40	0,30
3 мм	0,65	0,79	0,24	0,00	0,00
Длина имплантата					
5 мм	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
7 мм	0,98	0,98	0,86	0,77	0,64
9 мм	0,92	0,96	0,62	0,49	0,41
11 мм	0,86	0,93	0,57	0,44	0,33
13 мм	0,76	0,92	0,42	0,26	0,23
15 мм	0,65	0,86	0,35	0,20	0,25

Продолжение Таблицы 5

Исход после 10 лет	Резорбция костной ткани	Периимплантатное воспаление	Рецессия десны	Удаление имплантатов	Поломка конструкции
Фактор риска					
Диаметр имплантата					
2,5	0,96	0,98	0,82	0,70	0,64
3,0	0,89	0,94	0,60	0,47	0,37
3,5	0,82	0,88	0,44	0,33	0,21
4,0	0,77	0,85	0,37	0,26	0,10
Узел соединения					
конусный глубокий	0,83	0,90	0,48	0,32	0,24
конусный короткий	0,96	0,98	0,80	0,72	0,62
моноконтный имплантат	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Положение имплантата					
перпендикулярно альвеолярному гребню	0,79	0,91	0,50	0,24	0,18
с наклоном к альвеолярному гребню	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах					
1:1	0,80	0,88	0,36	0,23	0,23
1:1,5	0,86	0,93	0,55	0,42	0,29
1:2	1,00	1,00	0,98	0,97	0,96
1:2,5	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Наличие окклюзионных супраконтактов на имплантатах					
да	1,00	1,00	0,96	0,94	0,91
нет	0,51	0,79	0,33	0,20	0,14
Замещение дефектов зубного ряда					
полное	0,71	0,79	0,42	0,26	0,21
неполное	0,99	1,00	0,93	0,89	0,83

Продолжение Таблицы 5

Исход после 10 лет	Резорбция костной ткани	Периимплантатное воспаление	Рецессия десны	Удаление имплантатов	Поломка конструкции
Фактор риска					
Жевательная нагрузка					
повышенная	0,99	1,00	0,97	0,94	0,92
оптимальная	0,86	0,92	0,53	0,40	0,27
пониженная	0,76	0,84	0,36	0,17	0,17
Наличие апроксимальных контактов					
да	0,78	0,86	0,31	0,27	0,18
нет	0,95	0,98	0,80	0,67	0,58
Объединение с зубами					
да	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
нет	0,84	0,92	0,50	0,36	0,28
Нагрузка					
немедленная	0,99	1,00	0,93	0,96	0,98
ранняя	0,94	0,97	0,53	0,65	0,79
отсроченная	0,92	0,96	0,45	0,55	0,67
Примечание: красный цвет – высокий уровень прогностического риска; жёлтый цвет – умеренный уровень прогностического риска; зелёный цвет – низкий уровень прогностического риска					

3.3. Биомеханическое сравнение напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг зуба и имплантата

3.3.1. Вертикальная нагрузка

3.3.1.1. Кортикальная костная ткань

Вокруг однокорневого зуба нижней челюсти интегральные напряжения при вертикальной нагрузке зуба 150 Н в максимальной степени проявляются в кортикальной кости снаружи челюсти по переходу в базальный край (5,066 МПа). Далее по величине имеется зона напряжений в кортикальной лунке 4,252 МПа при переходе средней трети в нижнюю треть. Вдоль альвеолярной лунки и в средней трети кортикального ската нижней челюсти напряжения составляют 2,625 МПа. Вдоль шейки зуба кортикальная кость испытывает напряжения 1,812 МПа. В верхней трети ската нижней челюсти и по базальному краю напряжения снижаются до 0,999 МПа (Таблица 6, Рисунок 8).

Таблица 6 – Максимальные интегральные напряжения в костной ткани вокруг зуба и имплантата (МПа)

Костная ткань	Зуб		Имплантат	
	в	н	в	н
кортикальная кость	5,066	27,909	10,550	100,199
губчатая кость	1,382	4,375	4,185	13,989
Примечание: в – вертикальная нагрузка, н – наклонная нагрузка				

В вертикальном направлении Y максимальные растягивающие напряжения локализуются вокруг шейки зуба величиной +0,355 МПа и по базальному краю челюсти. Значительно большие напряжения, но сжимающие (-5,953 МПа) локализуются при переходе ската челюсти в базальный край, далее шейки зуба они снижаются (до -0,671 МПа). В кортикальной лунке зуба наблюдаются сжимающие напряжения (в основном -2,784 МПа). В направлениях X и Z (соответственно в щечно-язычном и медио-дистальном) напряжения при вертикальной нагрузке

идентичны по величине, но противоположны по локализации: максимальные напряжения сжимающего характера $-2,176$ МПа локализуются у шейки зуба с дистальной и медиальной сторон при анализе напряжений, распространяющихся в медио-дистальном направлении Z; с щёчной и язычной сторон при анализе напряжений распространяющихся в щёчно-язычном направлении X. Такие напряжения идут при переходе ската челюсти в базальный край. По базальному краю и в верхней четверти кортикальной лунки напряжения $-0,608$ МПа, по скату челюсти и вдоль лунки зуба напряжения становятся растягивающими $+0,438$ МПа.

Напряженно-деформированное состояние кортикальной костной ткани вокруг имплантата меняется в сравнении с зубом как по величине, так и по распределению ввиду отсутствия кортикальной альвеолярной лунки и периодонта. Величина интегральных напряжений кортикальной костной ткани удваивается ($10,550$ МПа), максимальные напряжения распространяются вдоль шейки имплантата. Далее в кортикальной кости по скату челюсти напряжения снижаются $1,884$ МПа (в верхней трети), затем в средней трети становятся $5,350$ МПа и к базальному краю вновь снижаются до $1,884$ МПа (Рисунок 9).

В направлениях распространения напряжений Z и X вокруг шейки имплантата кортикальная кость подвержена как растягивающим, так и сжимающим напряжениям величиной соответственно $+3,321$ МПа и $-10,535$ МПа. Остальные объёмы кортикальной кости по периметру челюсти испытывают растягивающие напряжения $+1,012$ МПа. В вертикальном направлении Y максимальные напряжения также отмечаются вокруг шейки имплантата (послойно вглубь поверхности имплантата $+1,319$ МПа и $-4,396$ МПа). Далее по скату поверхности челюсти идут до базального края сжимающие напряжения $-1,538$ МПа – $-4,396$ МПа, которые изменяются на растягивающие $+0,367$ МПа по базальному краю.

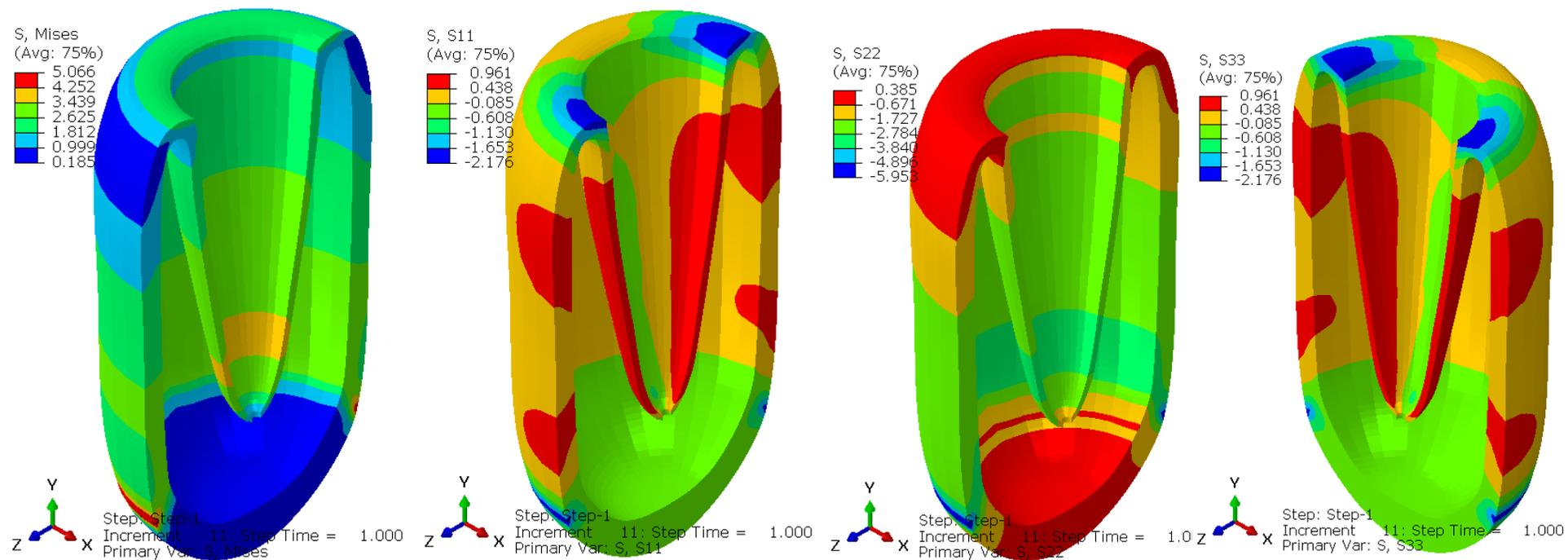


Рисунок 8 – Распределение интегральных (Mises) напряжений и в направлениях Z, Y, X в кортикальной костной ткани вокруг зуба (вертикальная нагрузка)

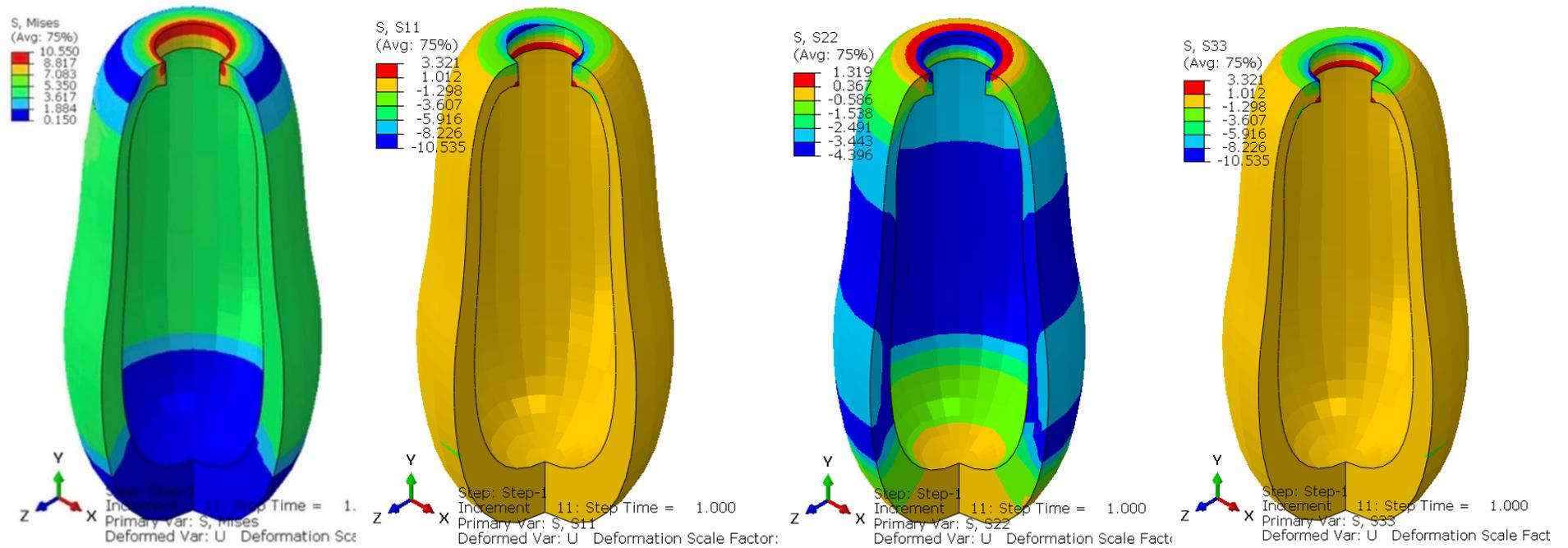


Рисунок 9 – Распределение интегральных (Mises) напряжений и в направлениях Z, Y, X в кортикальной костной ткани вокруг имплантата (вертикальная нагрузка)

3.3.1.2. Губчатая костная ткань

Вертикальная нагрузка 150 Н однокорневого зуба вызывает интегральные напряжения в губчатой костной ткани величиной +1,382 МПа у апекса зуба (Рисунок 10). Вдоль кортикальной лунки зуба губчатая кость испытывает меньшие напряжения по направлению к шейке зуба (до +0,999 МПа), около апекса напряжения +1,190 МПа (так же как узкой полосой в верхней трети лунки). Губчатая кость, прилежащая к наружным слоям кортикальной кости челюсти, испытывает напряжения до +0,616 МПа под скатами челюсти, снижаясь до +0,233 МПа в пришеечной части зуба и над базальным краем челюсти. В вертикальном направлении Y максимальные напряжения -1,397 МПа расположены вокруг апекса зуба, эти напряжения сжимающие и снижающиеся до -0,310 МПа вдоль лунки зуба к его шейке. Под кортикальной пластинкой челюсти напряжения тоже сжимающиеся, величиной -0,310 МПа, которые становятся растягивающими 0,093 МПа в верхней трети кортикальных скатов и в области шейки зуба. В направлениях X и Z сжимающие напряжения -0,313 МПа – -0,408 МПа локализуются в пришеечной зоне кортикальной кости (соответственно в щёчной, язычной и медиальной, дистальной областях). В других отделах губчатой кости напряжения растягивающие +0,067 МПа.

Губчатая кость вокруг имплантата при вертикальной нагрузке испытывает более значимые интегральные напряжения у основания (апекса) имплантата (4,185 МПа), которые вдоль имплантата снижаются до 2,851 МПа, а к периферии (с кортикальной кости челюсти) снижаются до 0,850–0,183 МПа (Рисунок 11). В вертикальном направлении Y губчатая кость вокруг имплантата испытывает максимальные напряжения также у основания имплантата (сжимающего характера – 5,161 МПа). Вокруг этой зоны напряжения быстро снижаются до -1,152 МПа. В остальных объёмах костной ткани напряжения небольшие, сжимающие -0,230 МПа. В направлениях X и Z максимальные напряжения в губчатой кости сохраняют своё место -2,358 МПа и сжимающий характер, далее они уменьшаются по всем направлениям до +0,033 МПа.

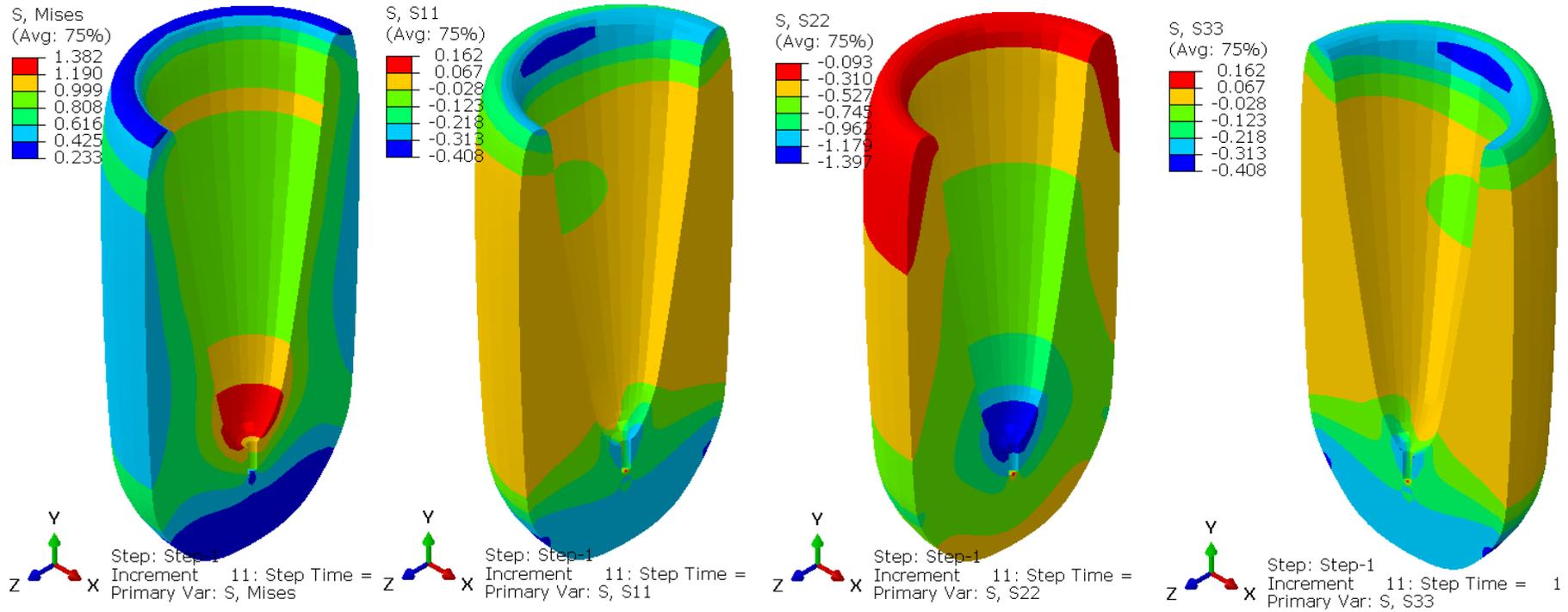


Рисунок 10 – Распределение интегральных (Mises) напряжений и в направлениях Z, Y, X в губчатой костной ткани вокруг зуба (вертикальная нагрузка)

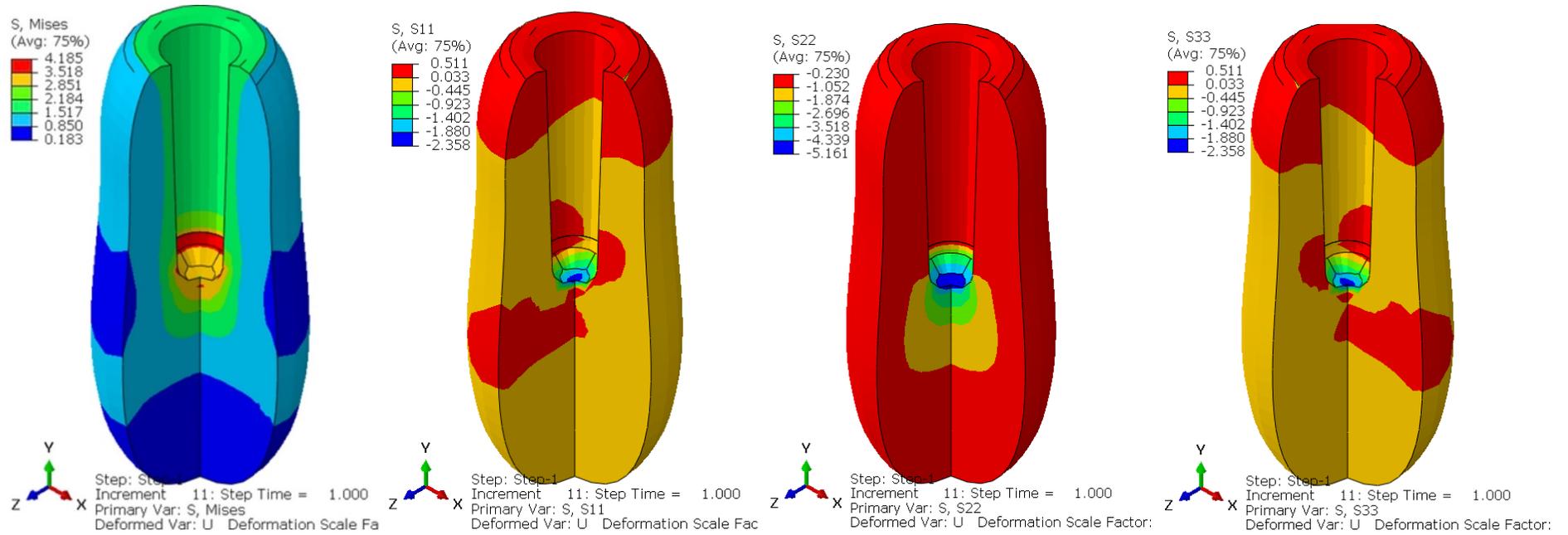


Рисунок 11 – Распределение интегральных (Mises) напряжений и в направлениях Z, Y, X в губчатой костной ткани вокруг имплантата (вертикальная нагрузка)

3.3.2. Наклонная нагрузка

3.3.2.1. Кортикальная костная ткань

Наклонная нагрузка зуба увеличивает величину функциональных напряжений в сравнении с вертикальной нагрузкой: интегрально 27,909 МПа, т. е. в пять раз больше. Эти напряжения локализуются в стенках челюсти в проекции апекса зуба со стороны нагрузки. В нижней трети кортикальных стенок челюсти напряжения 23,519 МПа, а в верхней трети и в кортикальной лунке зуба 1,569–5,959 МПа (Рисунок 12).

Среди трех анализируемых направлений (X, Y, Z) наиболее значительные напряжения в кортикальной кости вокруг зуба при наклонной нагрузке распространяются вдоль направления нагрузки Y (вертикальное направление): максимальные напряжения +24,188 МПа и -28,984 МПа обнаруживаются на уровне корня зуба в язычной и щёчной кортикальных пластинках челюсти; эти напряжения к шейке зуба и базальному краю снижаются до -2,398 МПа. В направлениях X и Z (щёчно-язычном и медио-дистальном) наибольшие напряжения наблюдаются в костной ткани вокруг шейки зуба со щёчной и язычной сторон (соответственно + 6,635 МПа и -8,861 МПа).

Кортикальная костная ткань вокруг имплантата при наклонной нагрузке подвержена интегральным напряжениям до 100,199 МПа с язычной и щёчной сторон вокруг шейки имплантата; далее до базального края происходит постепенное уменьшение величины напряжений до 0,640 МПа (Рисунок 13). В направлениях Z, Y, X напряжения также локализуются в зоне примыкания к имплантату: наибольшие в медио-дистальном направлении (+118,381 МПа и -132,984 МПа соответственно с язычной и щёчной сторон); в щёчно-язычном направлении X напряжения в этих же зонах +47,456 МПа и -55,018 МПа, в вертикальном направлении Y +52,872 МПа и -58,420 МПа.

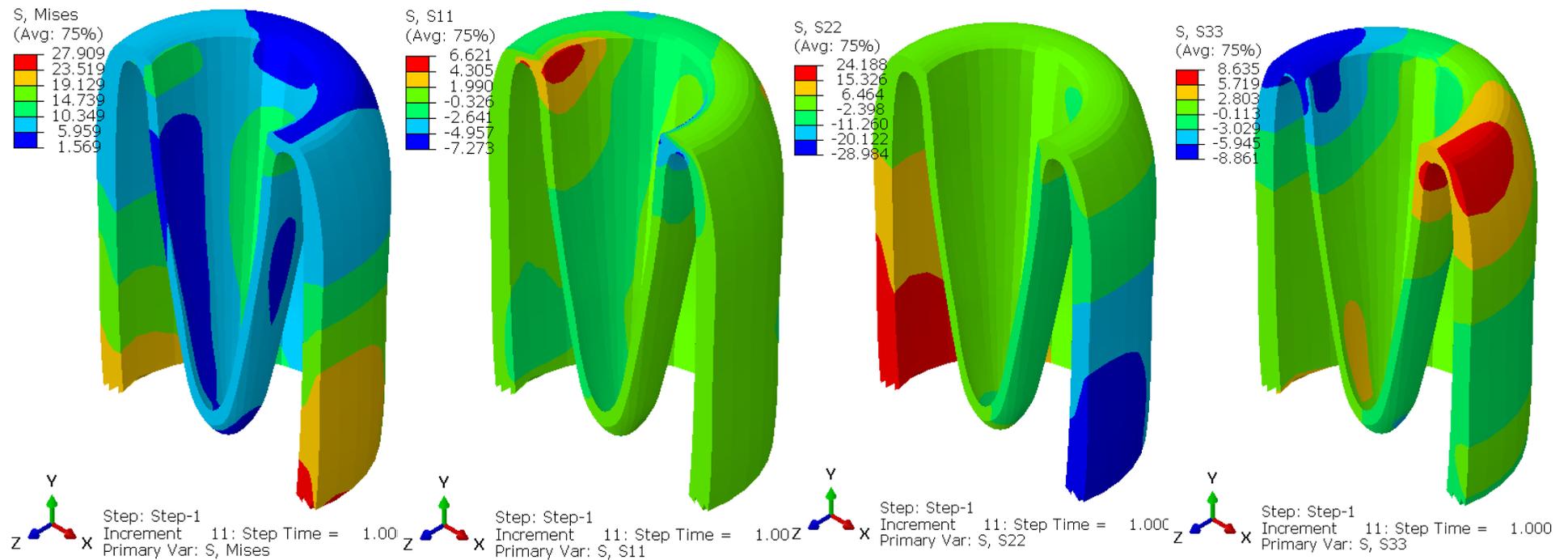


Рисунок 12 – Распределение интегральных (Mises) напряжений и в направлениях Z, Y, X в кортикальной костной ткани вокруг зуба (наклонная нагрузка)

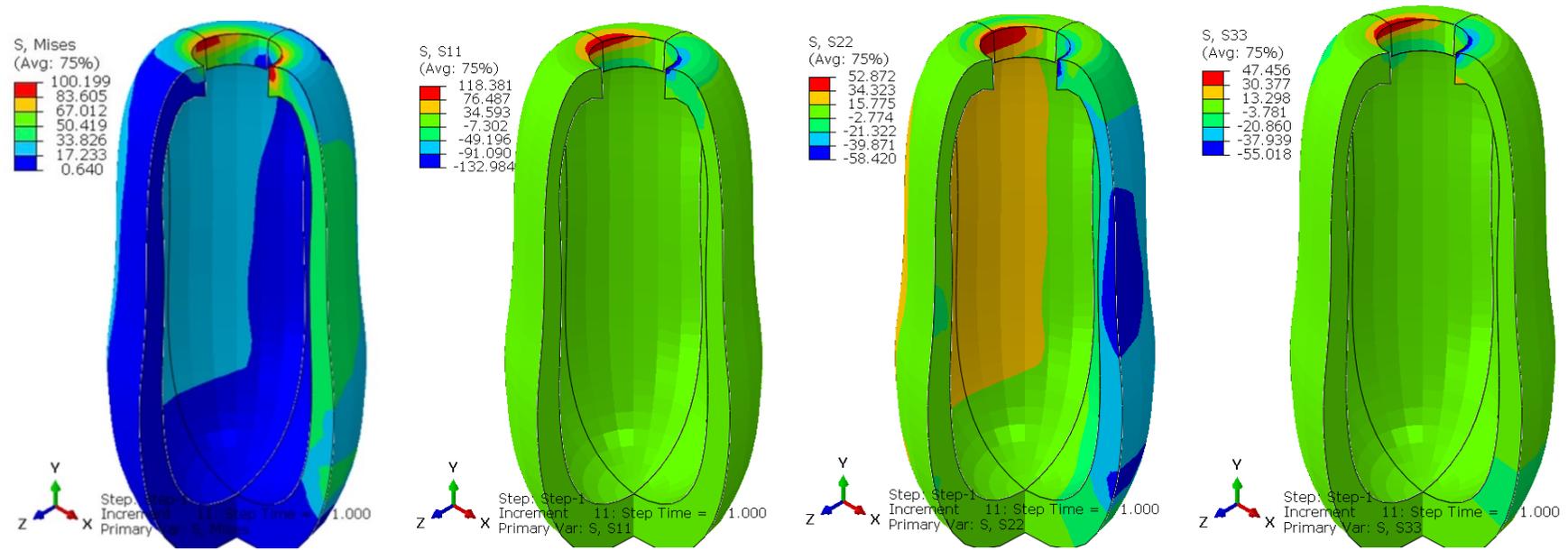


Рисунок 13 – Распределение интегральных (Mises) напряжений и в направлениях Z, Y, X в кортикальной костной ткани вокруг имплантата (наклонная нагрузка)

3.3.2.2. Губчатая костная ткань

Вокруг зуба губчатая костная ткань испытывает интегральные напряжения величиной 4,375 МПа в пришеечной части зуба со стороны нагрузки и в проекции апекса корня. Между указанными областями напряжения варьируют от 2,226 МПа до 3,658 МПа. В остальных объёмах губчатой костной ткани напряжения от 1,509 МПа снижаются до 0,076 МПа по базальному краю челюсти (Рисунок 14).

В вертикальном и медио-дистальном направлениях напряжения в большей степени локализуются в тех же зонах, что интегральные напряжения (в пришеечной части зуба и в проекции апекса корня) с близкой величиной (соответственно -3,187 МПа + 2,698 МПа и -3,595 МПа + 2,759 МПа); в щечно-язычном направлении напряжения той же локализации, но меньше по величине (-1,540 МПа + 0,961 МПа).

Вокруг имплантата при наклонной нагрузке губчатая кость подвержена интегральным напряжениям 13,989 МПа вокруг шейки имплантата со стороны нагрузки и на противоположной стороне (Рисунок 15). Далее в сторону базального края напряжения постепенно снижаются до 0,110 МПа.

При анализе напряжений в разных направлениях распространения (сжимающих и растягивающих) наибольшая величина напряжений выявлена в вертикальном направлении (+7,477 МПа -8,377 МПа); в медио-дистальном и щечно-язычном направлениях величина напряжений близкая (соответственно +4,356 МПа -3,997 МПа и +2,549 МПа -2,268 МПа). Во всех направлениях наибольшие напряжения отмечаются вокруг шейки имплантата.

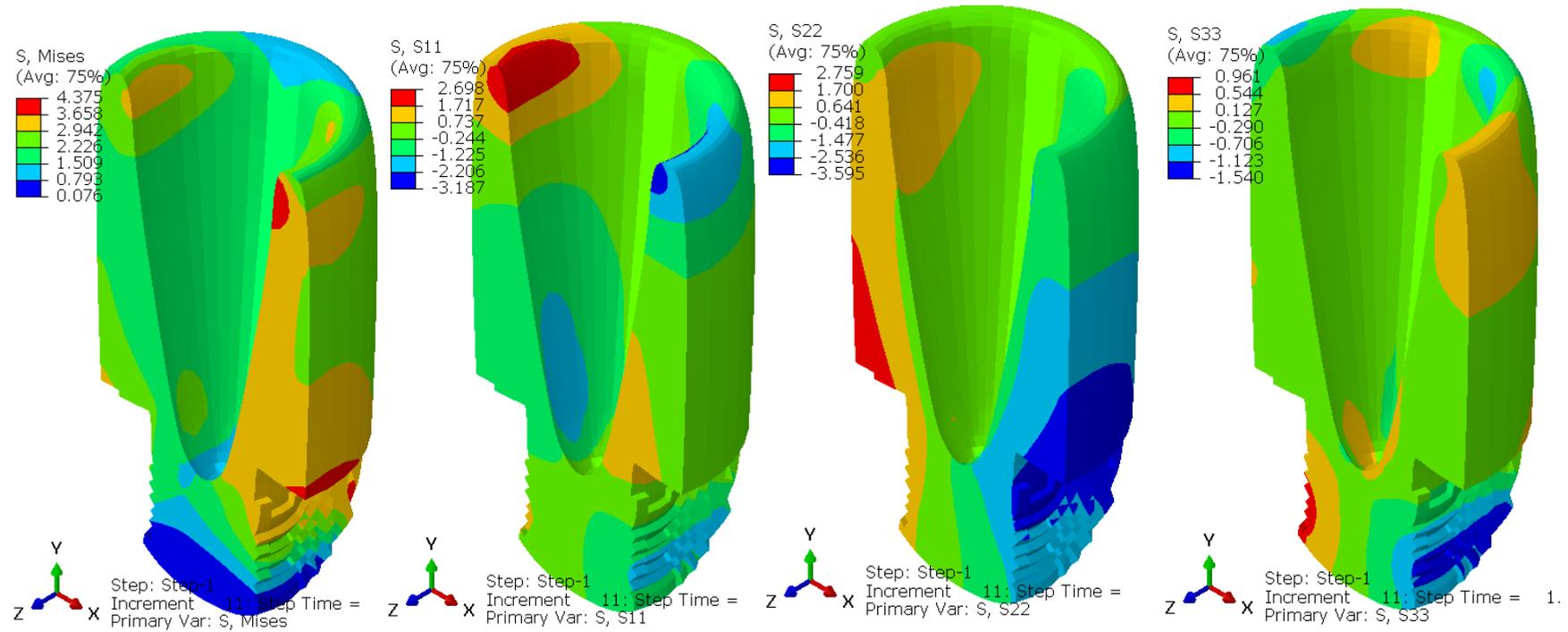


Рисунок 14 – Распределение интегральных (Mises) напряжений и в направлениях Z, Y, X в губчатой костной ткани вокруг зуба (наклонная нагрузка)

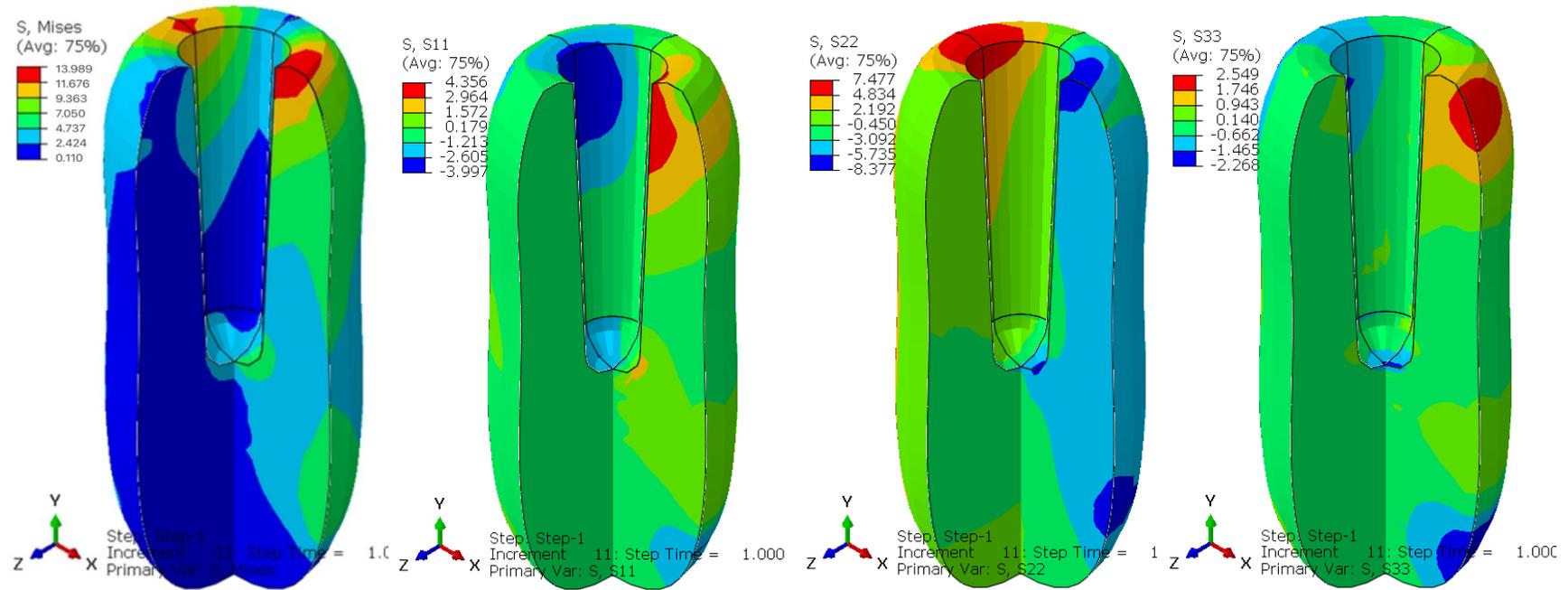


Рисунок 15 – Распределение интегральных (Mises) напряжений и в направлениях Z, Y, X в губчатой костной ткани вокруг имплантата (наклонная нагрузка)

3.4. Анализ напряженно-деформированного состояния в периимплантатной костной ткани в зависимости от биомеханических условий функционирования имплантата

В сравнении с базовой моделью внутрикостного имплантата уменьшение длины имплантата (на 30%) увеличивает интегральные напряжения как в кортикальной, так и в губчатой кости (Таблица 7, Рисунок 16). Максимальные напряжения при вертикальной нагрузке в кортикальной кости локализуются в пришеечной зоне величиной 13,466 МПа, в губчатой кости 5,080 МПа, что на 27,7% и 21,4% соответственно больше в сравнении с базовым размером имплантата. При наклонной нагрузке увеличение напряжений в костных тканях недостоверно и составляет 2,6% и 0,5% (соответственно 102,853 МПа и 14,058 МПа для кортикальной и губчатой кости).

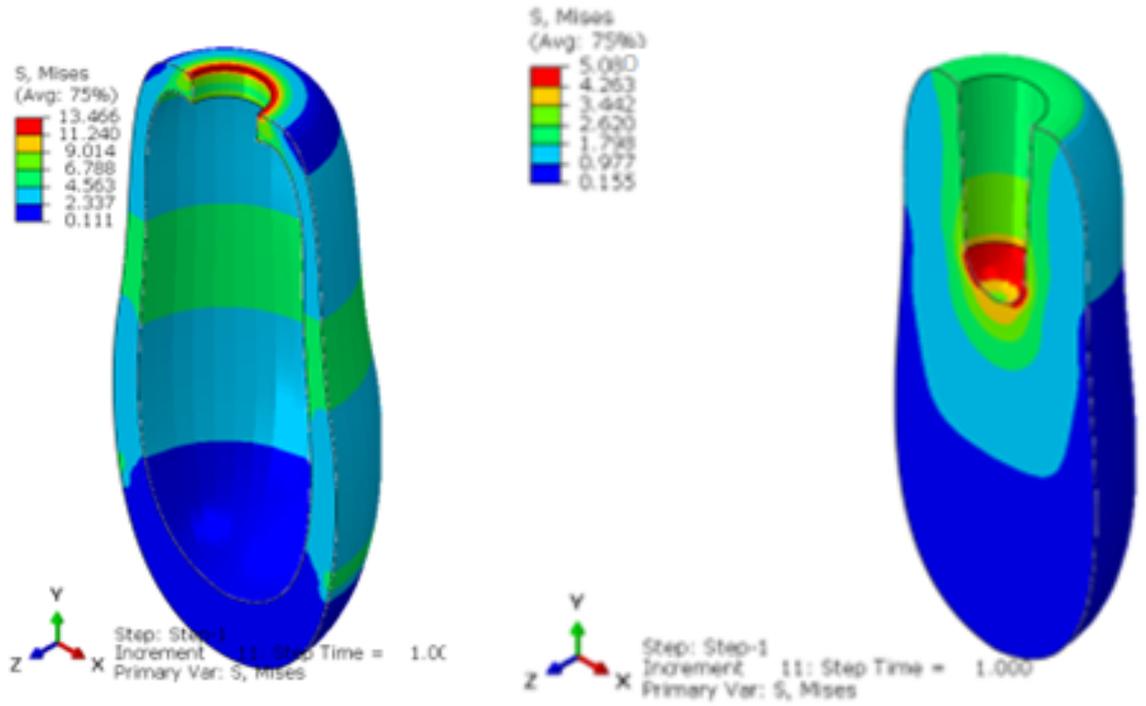
Более существенное увеличение напряжений происходит в костной ткани при уменьшении диаметра имплантата на 30%: при вертикальной нагрузке на 89,6% в кортикальной и недостоверно в губчатой кости (соответственно 20,006 МПа и 4,121 МПа); при наклонной нагрузке на 104,7% и 55,4% (соответственно 205,129 МПа и 21,732 МПа) (Рисунок 17).

Совместное уменьшение длины и диаметра имплантата увеличивает напряжения в костной ткани на 68,5% и 45,9% при вертикальной нагрузке (в кортикальной и губчатой кости) и на 80,2% и 65,0% соответственно при наклонной нагрузке (величины напряжений 17,774 МПа; 6,107 МПа; 180,570 МПа; 23,080 МПа) (Рисунок 18).

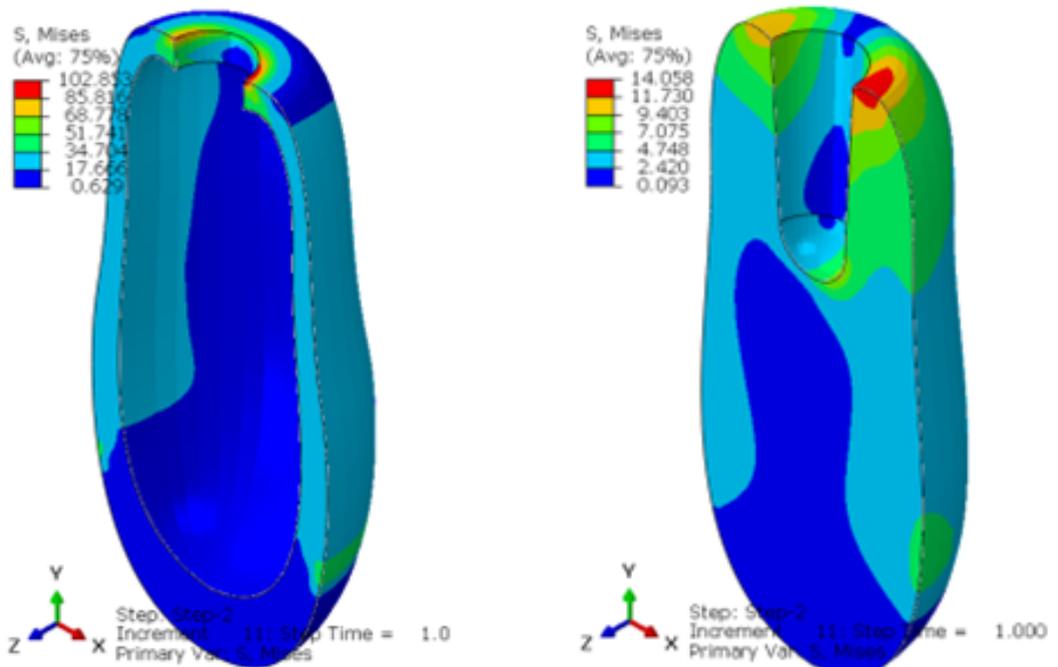
Толщина кортикальной пластинки сказывается на напряженно-деформированном состоянии. Её уменьшение увеличивает напряжения в подлежащей губчатой костной ткани при наклонной нагрузке на 13,4% (15,861 МПа), а при вертикальной – на 21,7% (5,095 МПа). В самой кортикальной кости её истончение увеличивает напряжения на 78,2% при вертикальной и на 23,4% при наклонной нагрузках (18,803 МПа и 123,653 МПа) (Рисунок 19).

Таблица 7 – Максимальные интегральные напряжения в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантата (МПа)

Костная ткань	имплантат		Ø имплантата < на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		толщина кортикальной кости < на 30%		окклюзионный супраконтакт	
	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н
кортикальная кость	10,550	100,199	20,006	205,129	13,466	102,853	17,774	180,570	18,803	123,653	11,556	110,189
губчатая кость	4,185	13,989	4,121	21,732	5,080	14,058	6,107	23,080	5,095	15,861	5,189	15,990
Костная ткань	резорбция кости на 30%		резорбция кости на 50%		контакт с костью 50%		абатмент 15°		абатмент 30°		нагрузка > на 30%	
	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н
кортикальная кость	4,273	32,184	4,331	30,891	9,928	97,743	17,853	96,176	31,857	94,271	13,720	130,259
губчатая кость	7,838	52,062	9,499	69,480	4,164	21,627	5,659	15,310	7,230	16,574	5,440	18,186
Примечание: в – вертикальная нагрузка, н – наклонная нагрузка												



А



Б

Рисунок 16 – Распределение интегральных (Mises) напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках (длина имплантата < на 30%)

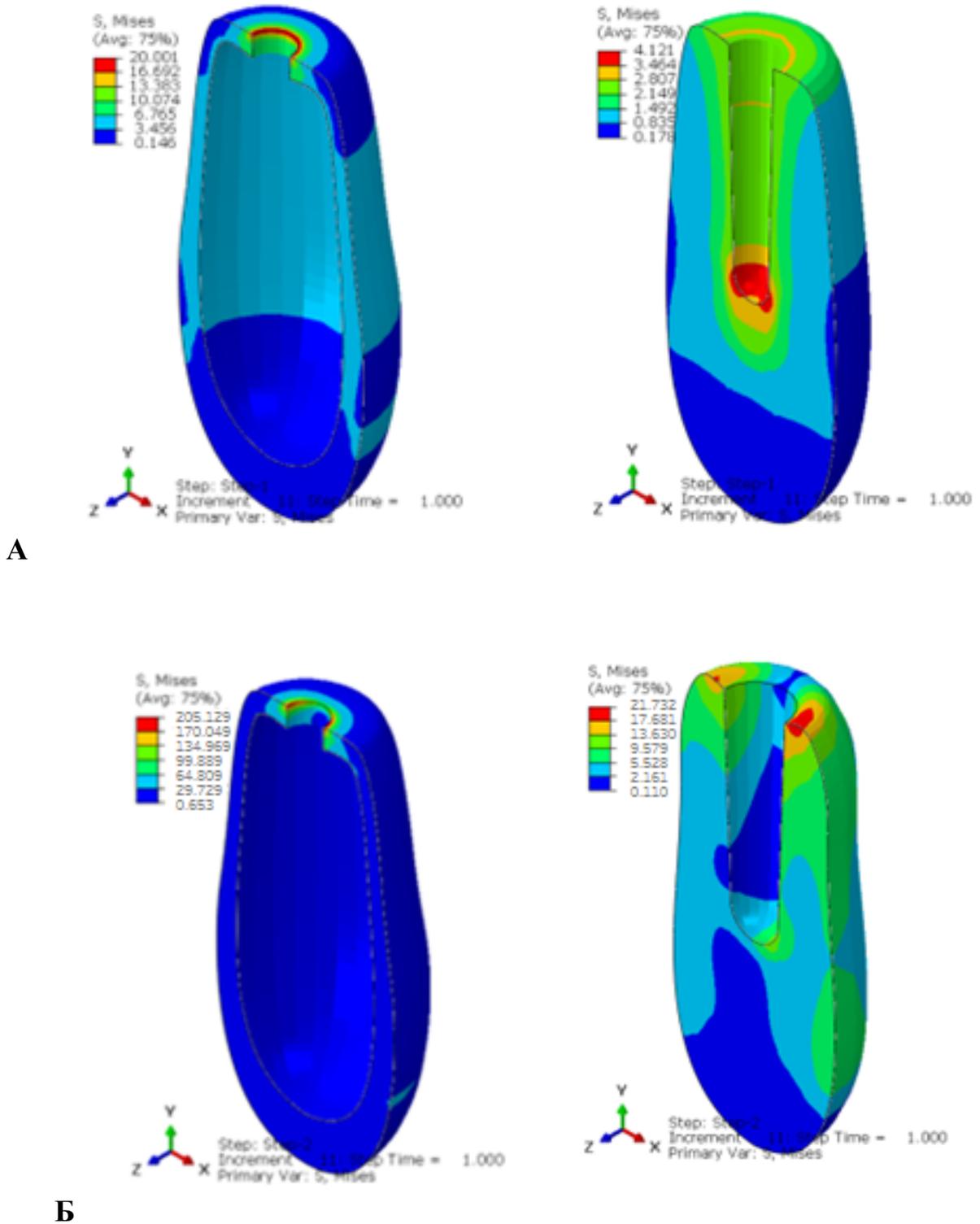


Рисунок 17 – Распределение интегральных (Mises) напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках (диаметр имплантата < на 30%)

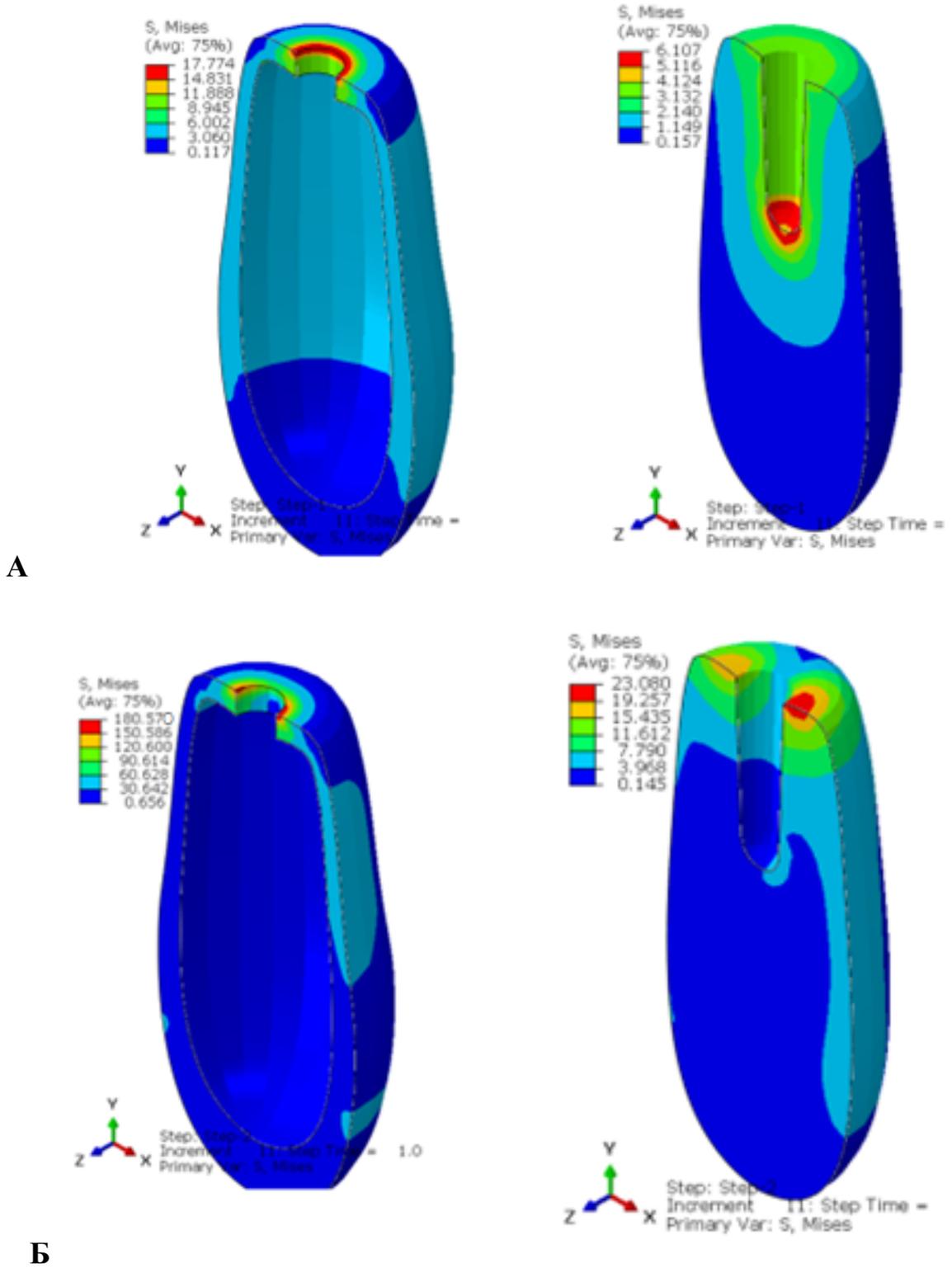


Рисунок 18 – Распределение интегральных (Mises) напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках (длина и диаметр имплантата < на 30%)

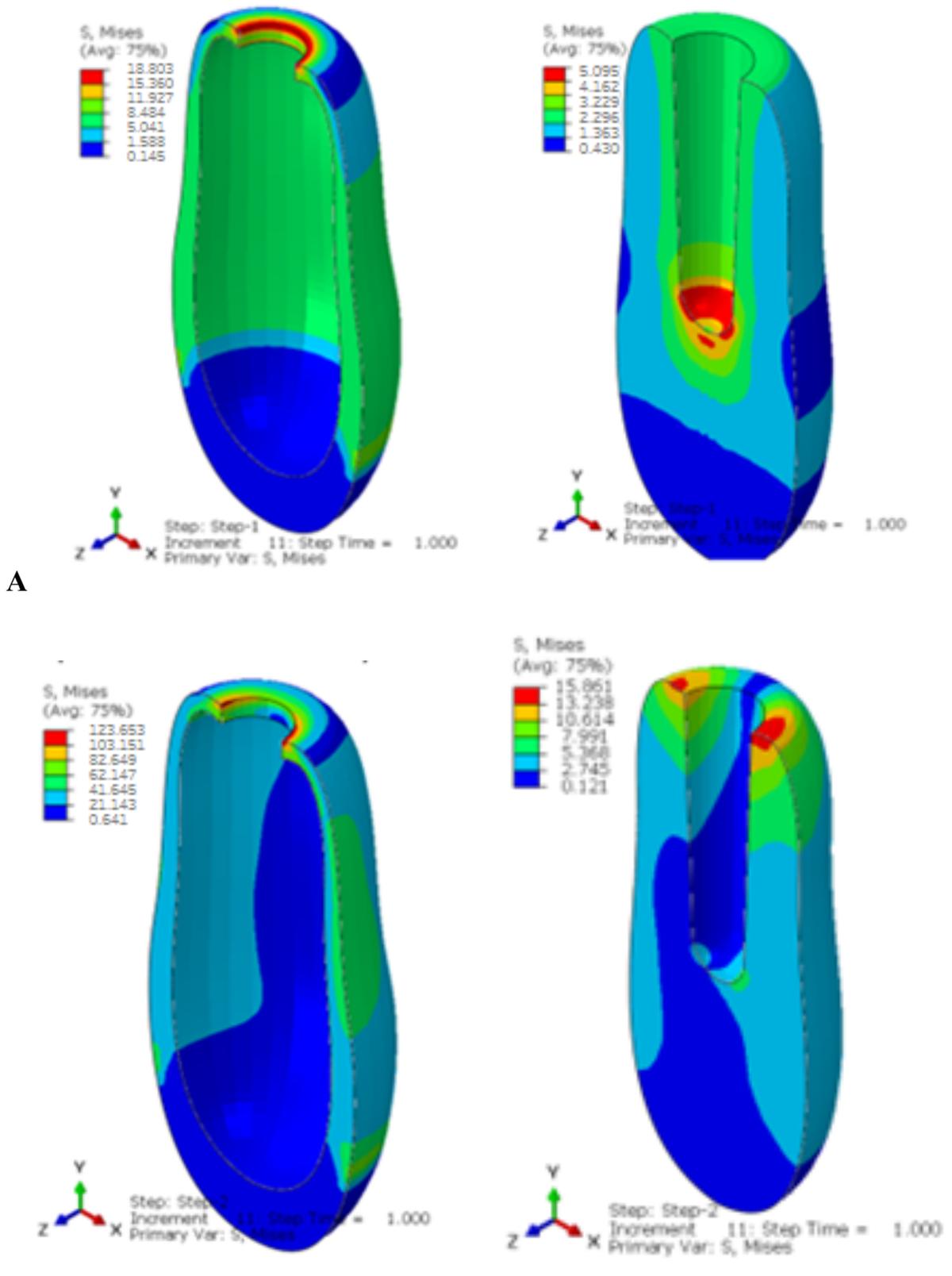


Рисунок 19 – Распределение интегральных (Mises) напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках (уменьшение толщины кортикальной кости на 30%)

Увеличение нагрузки на треть пропорционально увеличивает напряжения в костной ткани: на 30,1% и 30,0% в кортикальной и губчатой кости при вертикальной нагрузке (соответственно 13,720 МПа и 5,440 МПа); на 30,0% и 30,0% – при наклонной нагрузке (130,259 МПа и 18,186 МПа).

Резорбция костной ткани при периимплантите на треть высоты имплантата сильно увеличивает напряжения в губчатой кости: на 87,3% при вертикальной нагрузке (7,838 МПа) и на 272,2% при наклонной нагрузке (52,062 МПа) (Рисунок 20). Кортикальная костная ткань ввиду резорбции практически не имеет контакта с поверхностью имплантата и напряжения в ней уменьшаются на 59,5% при вертикальной нагрузке, на 67,9% при наклонной нагрузке (соответственно 4,273 МПа и 32,184 МПа). Усугубление потери костной ткани вследствие периимплантата наполовину высоты имплантата уже не меняют напряжения в кортикальной костной ткани по сравнению с картиной при резорбции на треть высоты имплантата. В то же время значительно увеличиваются напряжения в губчатой кости – в сравнении с базовой моделью на 127,0% при вертикальной нагрузке (9,499 МПа), на 396,7% при наклонной (69,480 МПа) (Рисунок 21).

Влияние наклонной нагрузки на имплантат через угловой абатмент (15°) заключается в увеличении напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани при вертикальной нагрузке на 69,2% и на 35,2% (соответственно 17,853 МПа и 5,659 МПа) и в губчатой кости на 9,4% (15,310 МПа) при наклонной нагрузке (Рисунок 22). Ещё больший наклон абатмента ещё больше увеличивает напряжения в костных тканях: в кортикальной кости на 202,0% в сравнении с базовой моделью при вертикальной нагрузке (31,857 МПа), в губчатой кости – соответственно на 72,8% и 18,5% (7,230 МПа и 16,574 МПа) (Рисунок 23).

В ситуации с немедленной нагрузкой, когда контакт с костной тканью отсутствует между витками поверхности установленного имплантата и он предположительно составляет 50,0% (или контакт имплантата с костной тканью составляет не более 50,0% в связи с проведением одновременной установки имплантата и костной пластики в зоне устанавливаемого имплантата), контактирующая костная ткань подвержена повышению напряжения только в слое

губчатой кости на 54,6% при наклонной нагрузке (21,627 МПа); кортикальная костная ткань и губчатая при вертикальной нагрузке не меняют напряжений в сравнении с исходной моделью (Рисунок 24).

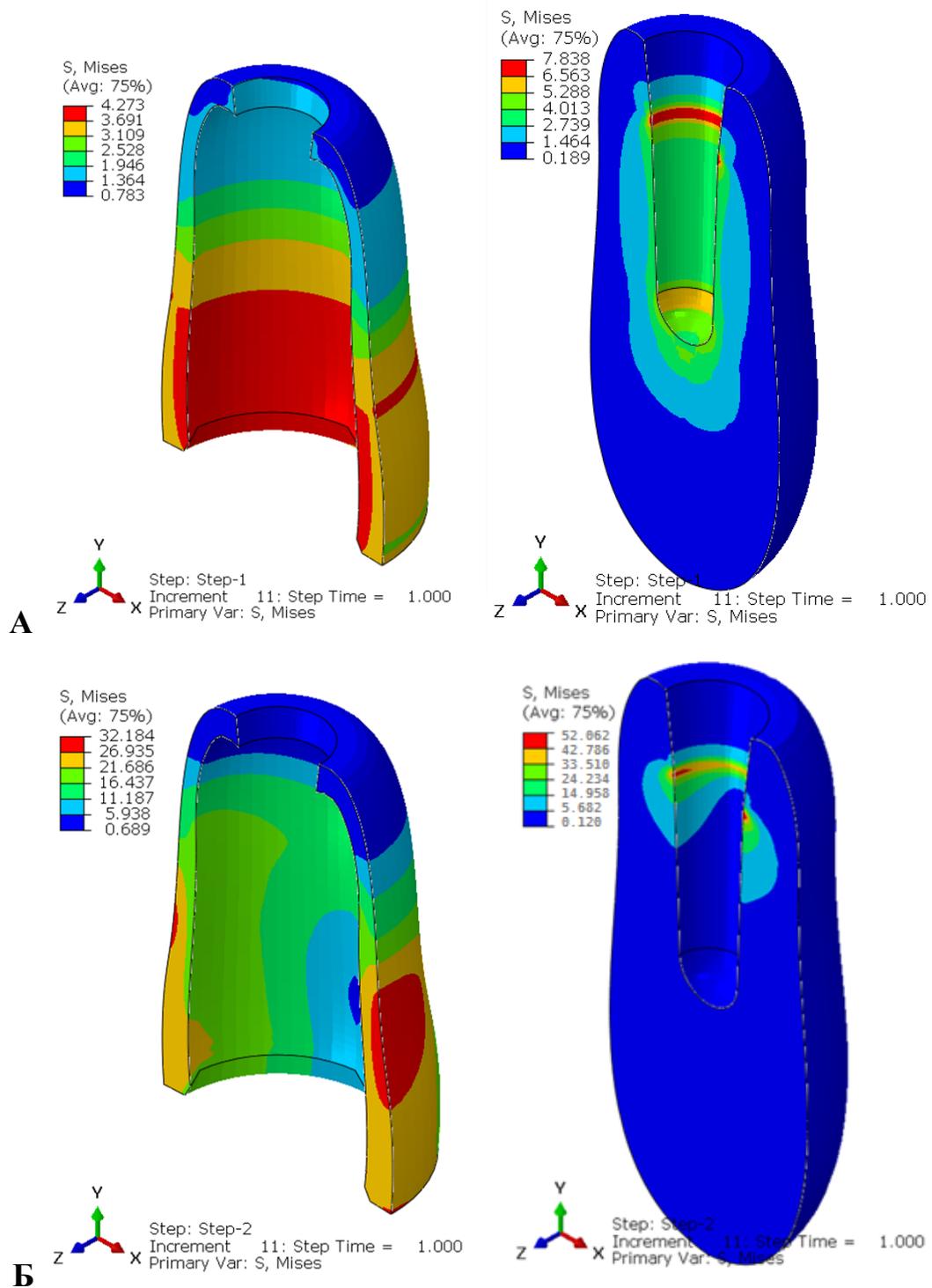


Рисунок 20 – Распределение интегральных (Mises) напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках (резорбция костной ткани на 30%)

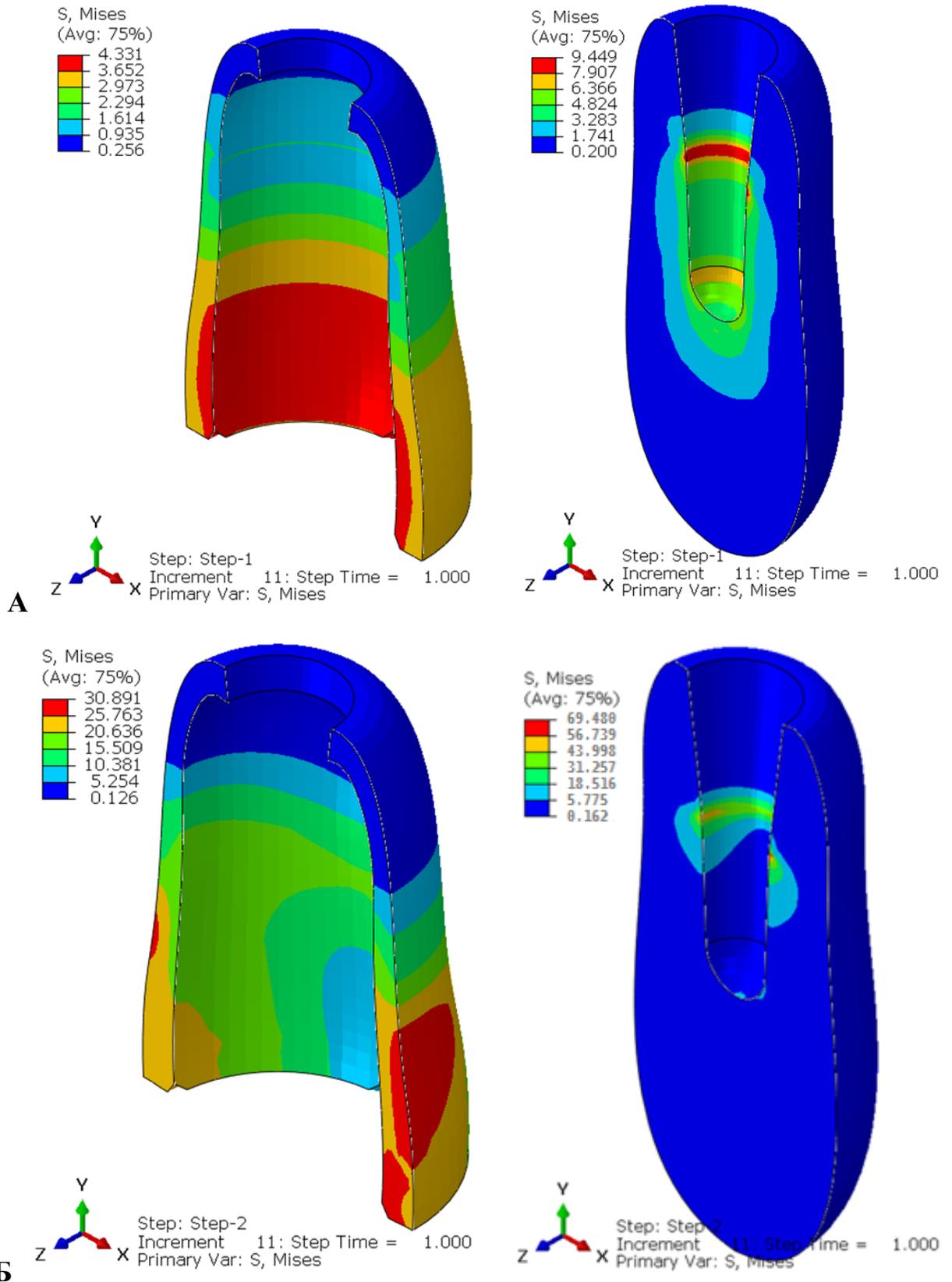


Рисунок 21 – Распределение интегральных (Mises) напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках (резорбция костной ткани на 50%)

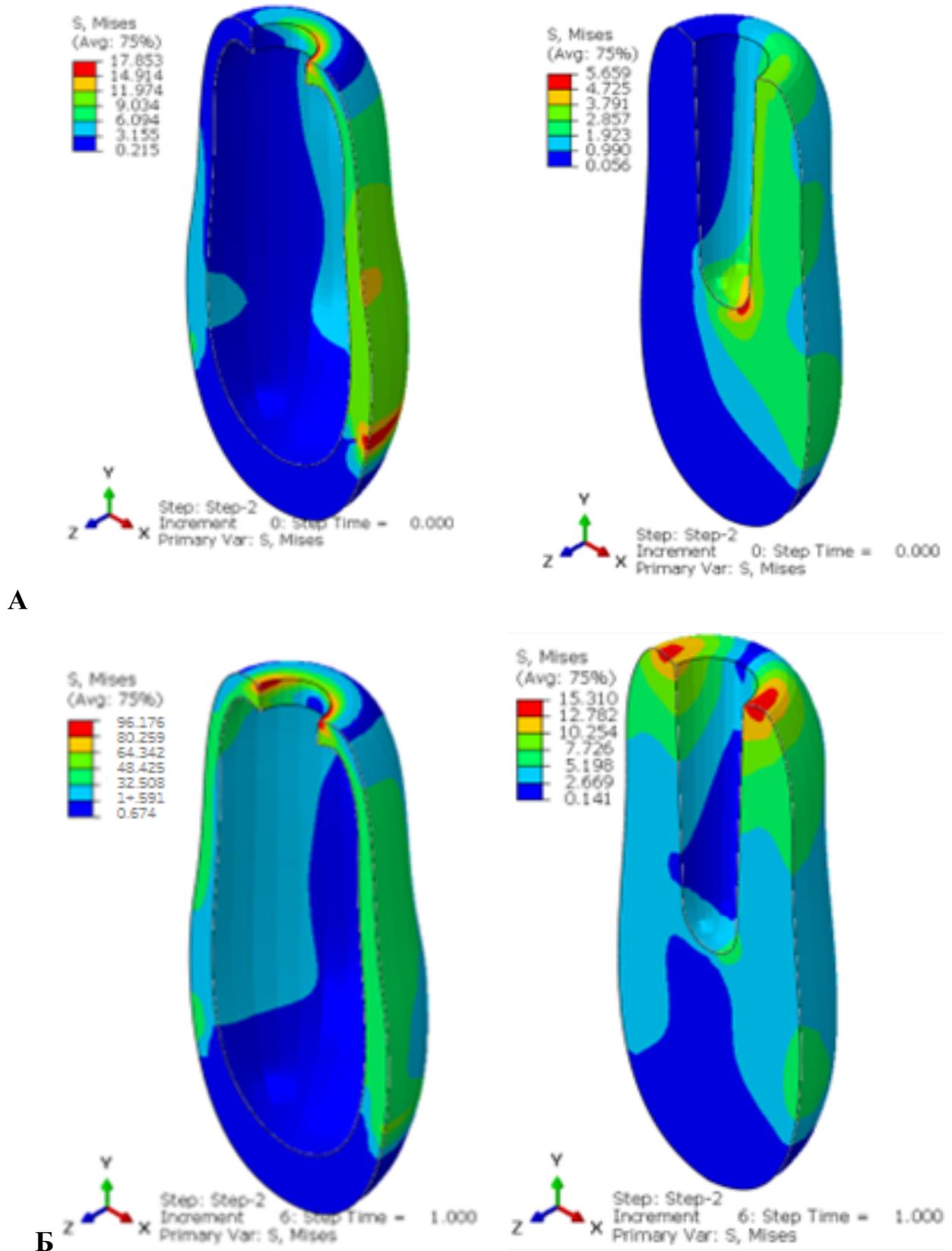


Рисунок 22 – Распределение интегральных (Mises) напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках (наклон абатмента 15°)

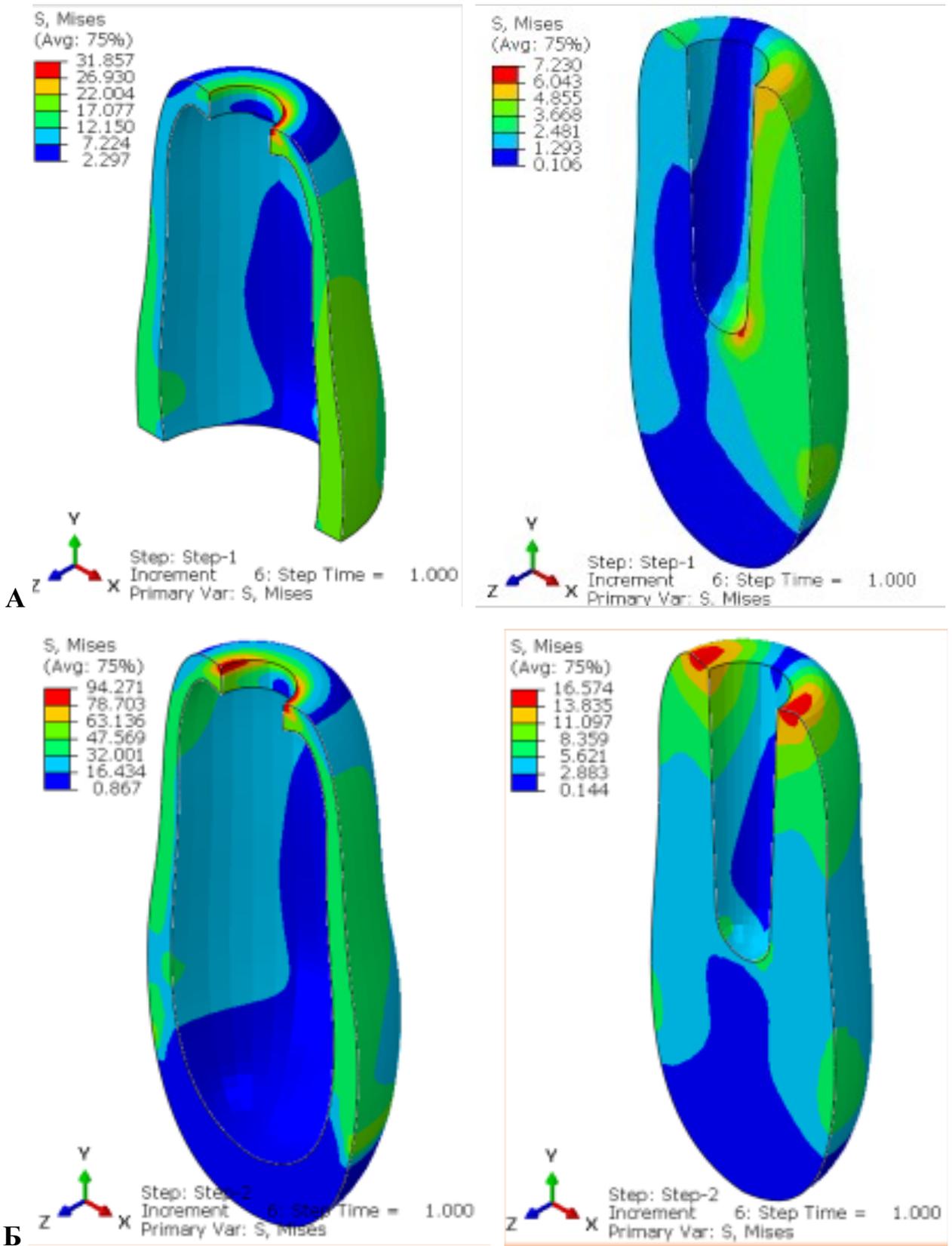


Рисунок 23 – Распределение интегральных (Mises) напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках (наклон абатмента 30°)

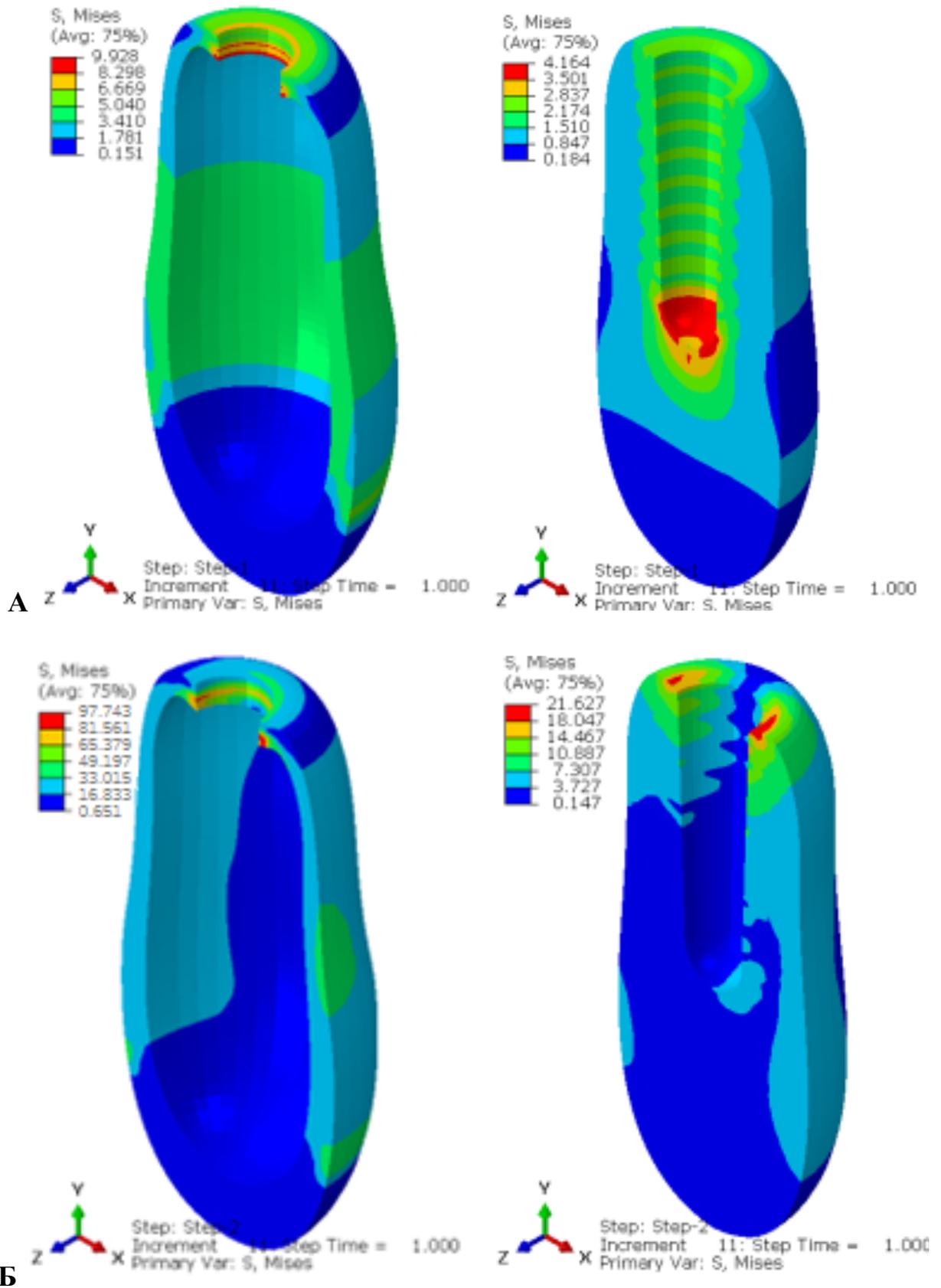


Рисунок 24 – Распределение интегральных (Mises) напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках (контакт с костной тканью 50%)

Супраконтракт коронки на имплантате незначительно увеличивает напряжения в окружающей костной ткани. В кортикальной кости при вертикальной и наклонной нагрузках зафиксированы напряжения 11,556 МПа и 110,189 МПа, в губчатой кости соответственно 5,189 МПа и 15,990 МПа, что 9,5%, 10,0%, 24,0%, 14,3% выше соответствующих напряжений в базовой модели (Рисунок 25).

Наглядная разница максимальных напряжений в костной ткани вокруг имплантатов в разных биомеханических условиях и в базовой модели представлена на Рисунок 26.

Степень увеличения напряжений в периимплантатных костных тканях в биомеханических условиях риска сведена в график на Рисунок 27.

По результатам математического анализа напряжённо-деформированного состояния костной ткани вокруг имплантатов при их функционировании в неблагоприятных биомеханических условиях зарегистрирована «База данных значений максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантата» (Свидетельство о регистрации базы данных RU 2023624865, заявл. 13.12.2023; опубл. 21.12.2023) [218].

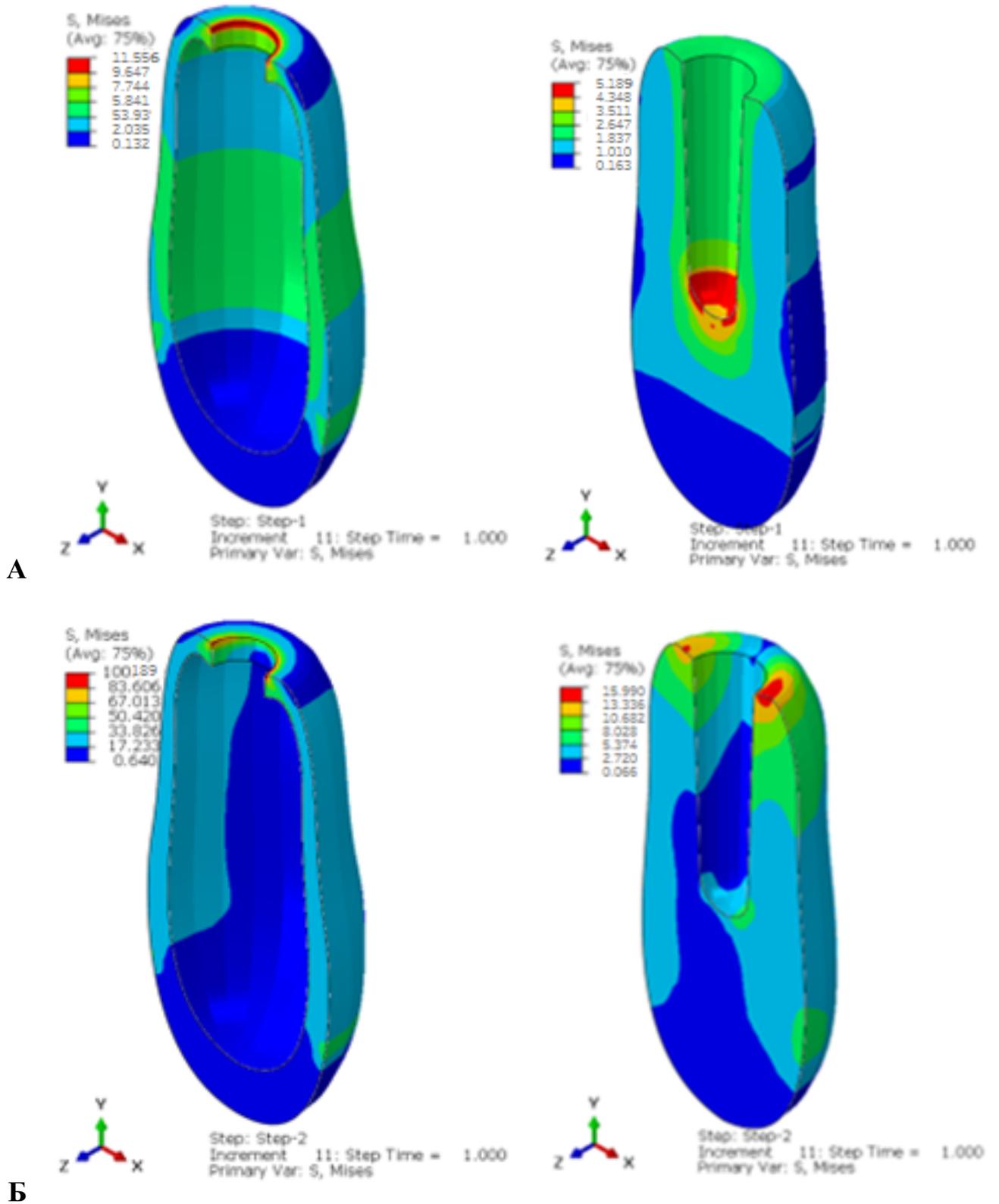


Рисунок 25 – Распределение интегральных (Mises) напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани вокруг имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках (супраконтат коронки на имплантате)

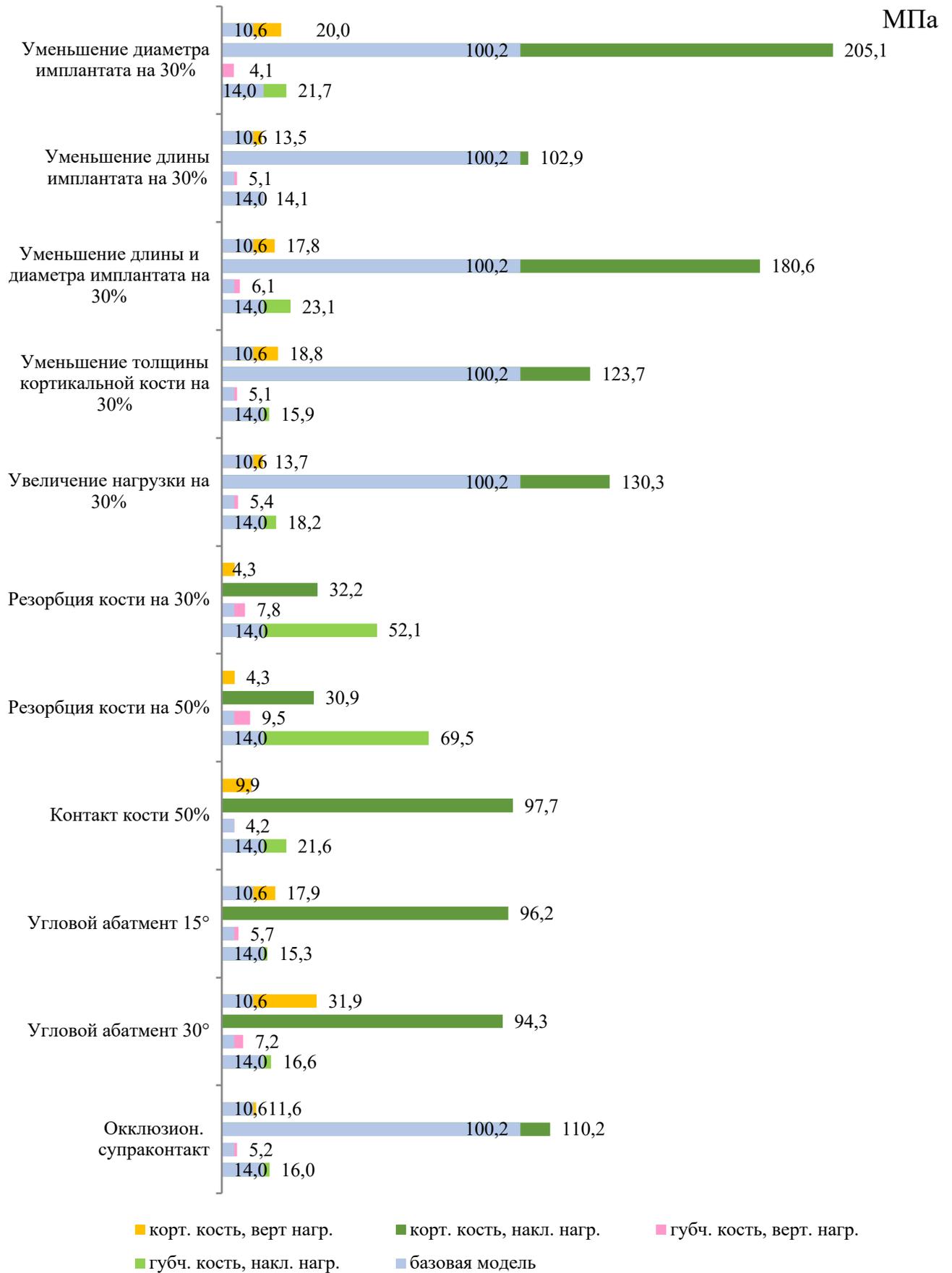


Рисунок 26 – Сопоставление максимальных напряжений в костной ткани вокруг имплантатов в разных биомеханических условиях и в базовой модели

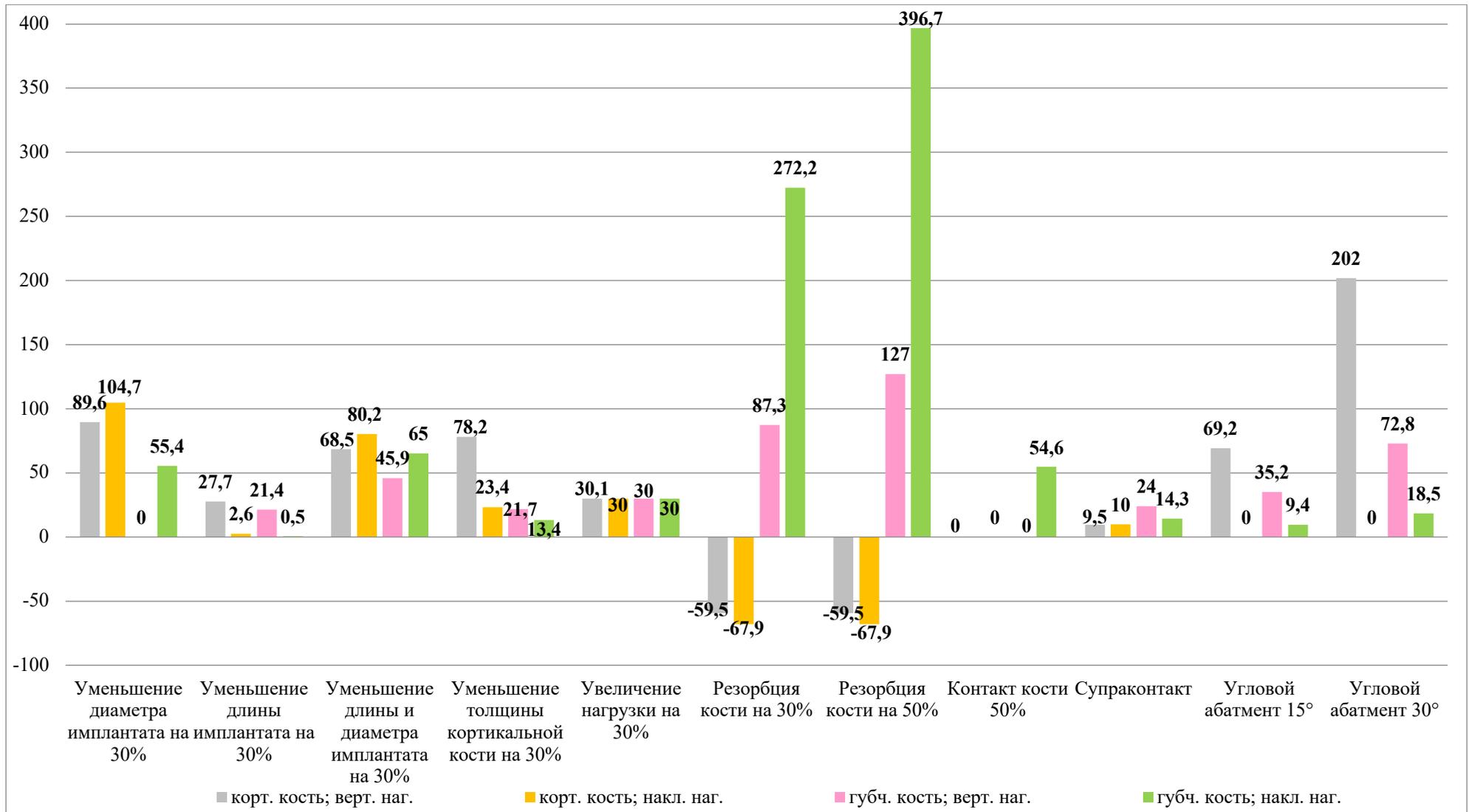


Рисунок 27 – Степень увеличения напряжений в периимплантатных костных тканях в биомеханических условиях риска

3.5. Влияние биомеханических условий на напряженно-деформированное состояние костной ткани при использовании имплантатов для замещения дефектов зубного ряда

3.5.1. Биомеханика костной ткани бокового отдела интактного зубного ряда и при замещении включённого дефекта мостовидным протезом

Анализ биомеханики костной ткани при замещении дефекта зубного ряда требует базовой сравнительной модели в объёме сегмента челюсти с интактным зубным рядом, а также мостовидным протезом, опирающимся на зубы.

В созданной модели сегмента интактного зубного ряда получены величины максимальных напряжений в кортикальной и губчатой кости при вертикальной и наклонной нагрузках: соответственно в кортикальной кости 5,959 МПа и 47,095 МПа; в губчатой кости – 2,325 МПа и 6,405 МПа (Таблица 8).

Таблица 8 – Максимальные интегральные напряжения в костной ткани бокового отдела интактного зубного ряда и при замещении включённого дефекта мостовидным протезом (МПа)

Костная ткань	Интактный зубной ряд		Мостовидный протез	
	В	Н	В	Н
кортикальная кость	5,959	47,095	8,209	56,088
губчатая кость	2,325	6,405	2,508	8,472

Примечание: в – вертикальная нагрузка, н – наклонная нагрузка

При вертикальной нагрузке напряжения 5,959 МПа имеются во всей кортикальной лунке зуба с вовлечением в напряжённую зону межзубных перегородок рядом стоящих зубов и в стенке кортикальной лунки этих зубов со стороны нагруженного зуба; величина этих напряжений составляет половину от максимальных напряжений в лунке нагруженного зуба (2,998 МПа) (Рисунок 28).

В губчатой костной ткани напряжения максимальной величины при вертикальной нагрузке составляют 2,325 МПа; эти напряжения соответствуют зоне максимальных напряжений в кортикальной лунке.

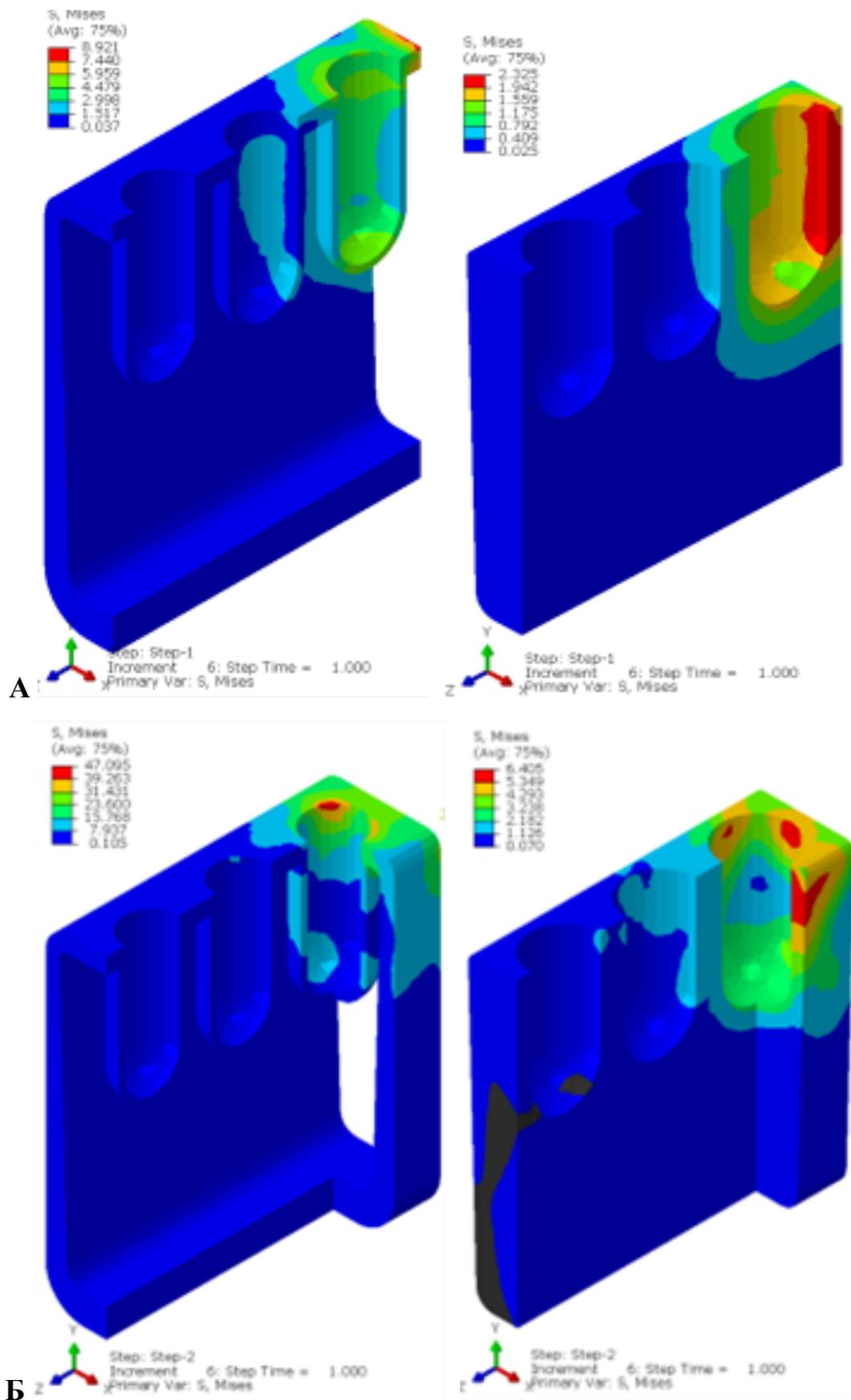


Рисунок 28 – Напряженно-деформированное состояние кортикальной и губчатой костной ткани сегмента интактного зубного ряда при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

При наклонной нагрузке в кортикальной кости лунки напряжения возрастают до 47,095 МПа, а в губчатой кости – до 6,405 МПа. В кортикальной лунке максимальные напряжения локализуются по краю лунки со щёчной и язычной сторон, вглубь лунки в верхней трети напряжения снижаются до 21,435 МПа, в верхней половине лунки и в зоне перехода в дно лунки 15,658 МПа; эти напряжения заходят на вершину межзубных перегородок рядом стоящих зубов, но не касаются кортикальных лунок этих зубов.

В губчатой кости при наклонной нагрузке максимальные напряжения также локализуются по краю лунки со щёчной и язычной сторон, снижаясь в лунке до 4,290 МПа (в середине лунки и у стенок лунок, прилежащих к нагруженному зубу, напряжения снижаются до 2,182 МПа).

Другая базовая модель, а именно, мостовидный протез с опорой на 2 зуба, характеризуется следующей картиной напряженно-деформированного состояния (Таблица 8, Рисунок 29). Максимальные напряжения в кортикальной костной ткани составляют 8,209 МПа при вертикальной нагрузке и 56,088 МПа – при наклонной; в губчатой кости соответственно 2,508 МПа и 8,472 МПа. Как видно, напряжения возрастают в сравнении с интактным зубным рядом.

Распределение напряжений в кортикальной костной ткани следующее при вертикальной нагрузке: картина напряжений раскрывается симметрично в обоих опорных зубах; максимальные напряжения 8,209 МПа имеются в верхней трети кортикальной лунки и в части лунки у апексов зубов; в середине лунок зубов напряжения снижаются до 4,141 МПа; эти напряжения также отмечаются в прилегании кортикальной кости альвеолярного гребня к пришеечной части лунок зубов.

При наклонной нагрузке кортикальная кость лунок опорных зубов испытывает напряжения 56,088 МПа с язычной и щёчной поверхности пришеечного края лунок опорных зубов; затем вглубь лунок они снижаются на протяжении одной трети до 39,400 МПа; а затем в проекции апексов до 16,712 МПа. Отмечаются такие напряжения по кортикальным скатам альвеолярного гребня в проекции зубов.

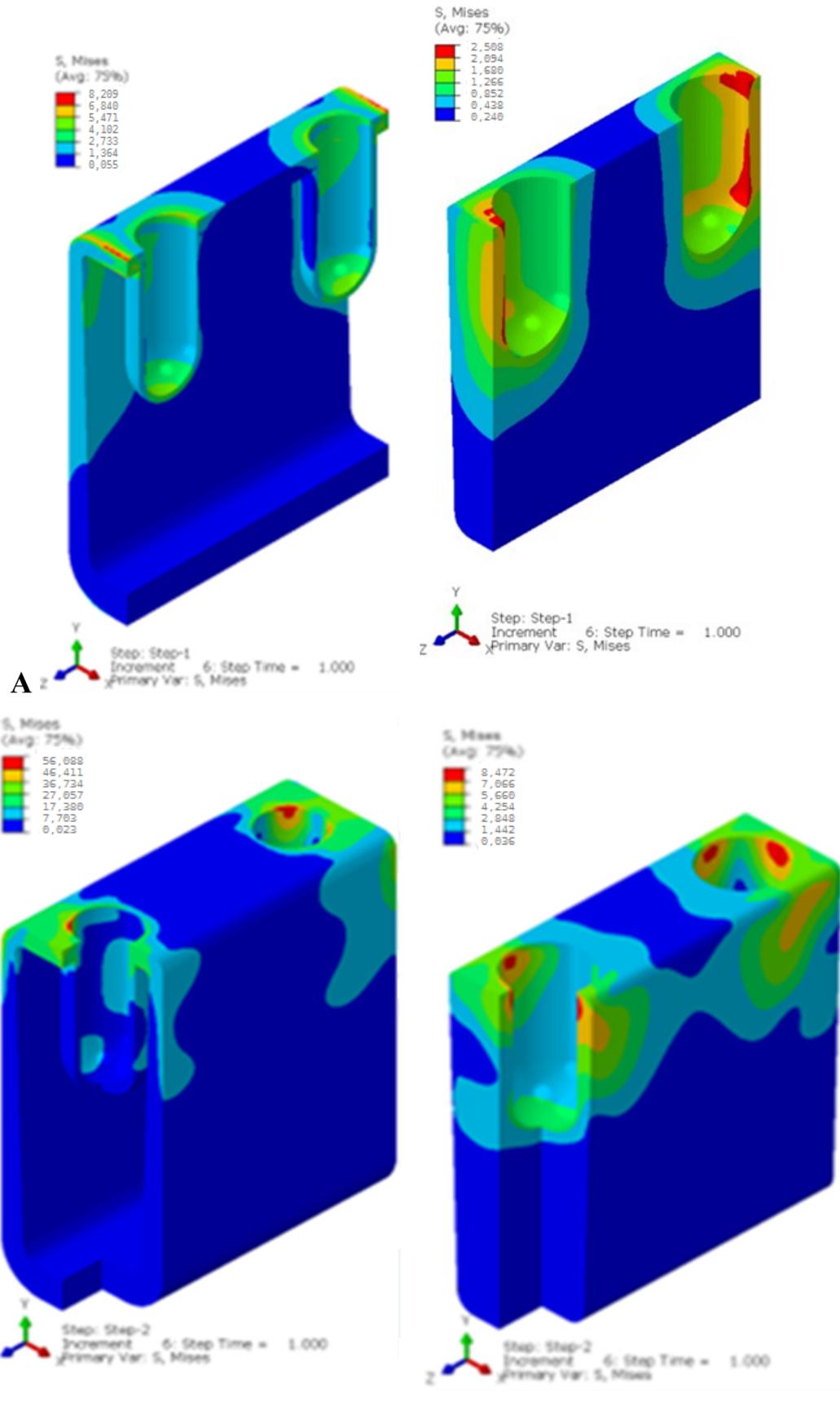


Рисунок 29 – Напряженно-деформированное состояние кортикальной и губчатой костной ткани сегмента зубного ряда с мостовидным протезом на опорных зубах при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

В губчатой кости вертикальная нагрузка вызывает напряжения 2,508 МПа вдоль лунок опорных зубов под кортикальным слоем, а далее кость испытывает напряжения в этих же зонах 1,514 МПа.

Наклонная нагрузка вызывает в губчатой кости по краю лунок со щёчной и язычной сторон максимальные напряжения 8,472 МПа, которые (по аналогии с кортикальной костью) снижаются до 4,909 МПа в верхней трети лунки и вокруг апексов; в других отделах лунок опорных зубов, а также по наружным поверхностям альвеолярного гребня между опорными зубами имеются напряжения 2,525 МПа.

3.5.2. Влияние биомеханических условий на напряженно-деформированное состояние костной ткани вокруг имплантатов при замещении дефекта зубного ряда

Величина напряжений костной ткани вокруг имплантатов в сравнении с интактным зубным рядом больше на 88,7% в кортикальной кости при вертикальной и на 33,4% при наклонной нагрузках; в губчатой костной ткани соответственно на 39,4% и 66,2% (11,247 МПа, 62,832 МПа, 3,241 МПа, 10,645 МПа) (Таблица 9).

Таблица 9 – Максимальные интегральные напряжения в костной ткани при замещении дефекта зубного ряда с использованием имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования (МПа)

Костная ткань	3 имплантата (апроксимал. контакт коронок)		3 имплантата (без апроксимал. контакта коронок)		2 имплантата (неполное замещение дефекта)		мостов. протез на 2-х имплантатах		мостов. протез на имплантате и зубе	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
кортикальная кость	11,247	62,832	14,253	72,804	15,925	83,418	10,196	68,782	20,130	109,506
губчатая кость	3,241	10,645	4,233	11,415	4,841	13,600	2,945	10,425	4,476	15,566

Примечание: в – вертикальная нагрузка, н – наклонная нагрузка

Картина распределения напряжений в кортикальной кости вокруг трёх имплантатов при вертикальной нагрузке такова: основные напряжения 11,247 МПа локализуются вдоль шейки нагруженного имплантата, далее снижаются на протяжении двух третей межимплантатных расстояний последовательно до 7,533 МПа и 3,819 МПа; указанные напряжения также наблюдаются по кортикальным скатам альвеолярного гребня; в костных стенках, прилежащих к рядом стоящим имплантатам, имеются напряжения 5,776 МПа (Рисунок 30).

При наклонной нагрузке напряжения в кортикальной кости увеличены на 458,7% по сравнению с вертикальной нагрузкой (62,832 МПа). Эта величина локализуется в щёчном и язычном крае кости у шейки нагруженного имплантата, в межимплантатных пространствах напряжения 56,253 МПа снижаются к рядом стоящим имплантатам до 27,673 МПа. Последняя величина отмечается по альвеолярным скатам в проекции нагруженного имплантата.

В губчатой кости при вертикальной нагрузке максимальные напряжения 3,241 МПа отмечаются у дна нагруженного имплантата, а также в межимплантатных перегородках у нагруженного имплантата; в костном ложе имплантата отмечаются напряжения 2,708 МПа; напряжения передаются в костное ложе рядом стоящих имплантатов со стороны нагруженного имплантата (2,175 МПа).

При наклонной нагрузке трех имплантатов в губчатой кости развиваются напряжения 10,645 МПа со щёчной и язычной сторон у шейки нагруженного имплантата; далее они снижаются до 5,645 МПа как на одну треть в ложе имплантата, так и вокруг шейки имплантата; напряжения не распространяются на ложе рядом стоящих имплантатов.

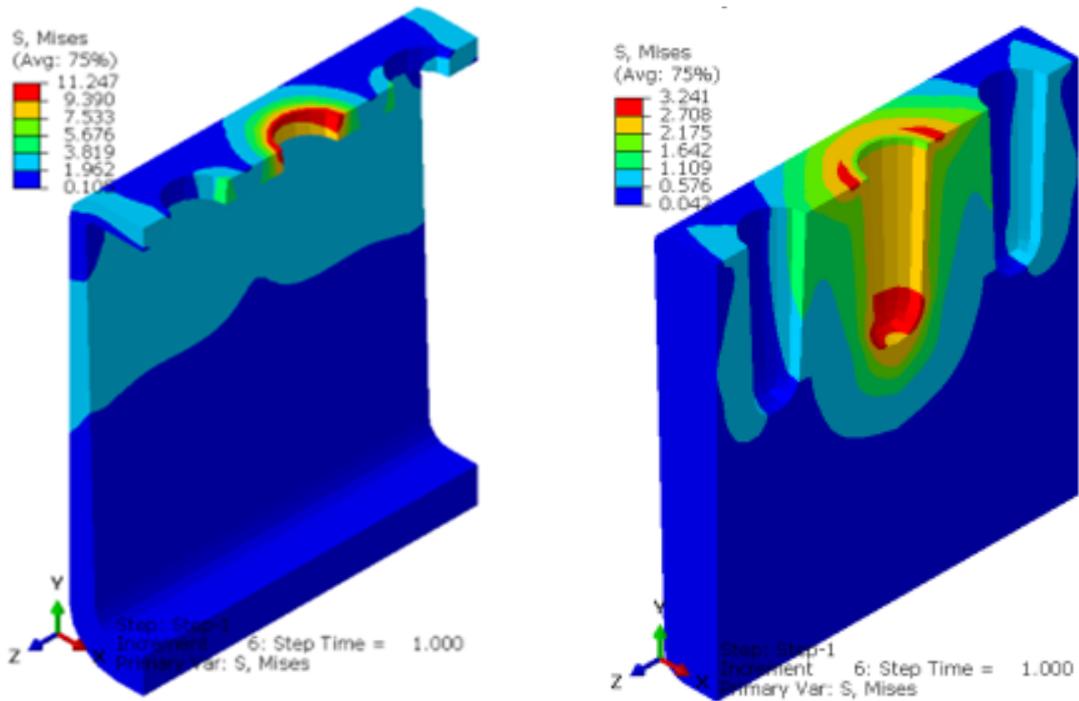
Отсутствие апроксимального контакта коронок на имплантатах не меняет картину напряженно-деформированного состояния в костной ткани вокруг имплантатов в сравнении с рядом имплантатов с наличием апроксимальных контактов коронок, однако величина напряжений меняется в сторону увеличения (Рисунок 31). Так, в кортикальной кости при вертикальной нагрузке она становится соответственно 14,253 МПа, при наклонной – 72,804 МПа, что на 26,7% и 15,9%

больше, чем в модели с апроксимальными контактами; в губчатой кости напряжения увеличиваются до 4,233 МПа и 11,415 МПа соответственно при вертикальной и наклонной нагрузках, то есть на 30,6% и 7,2% больше, чем в ситуации с контактами.

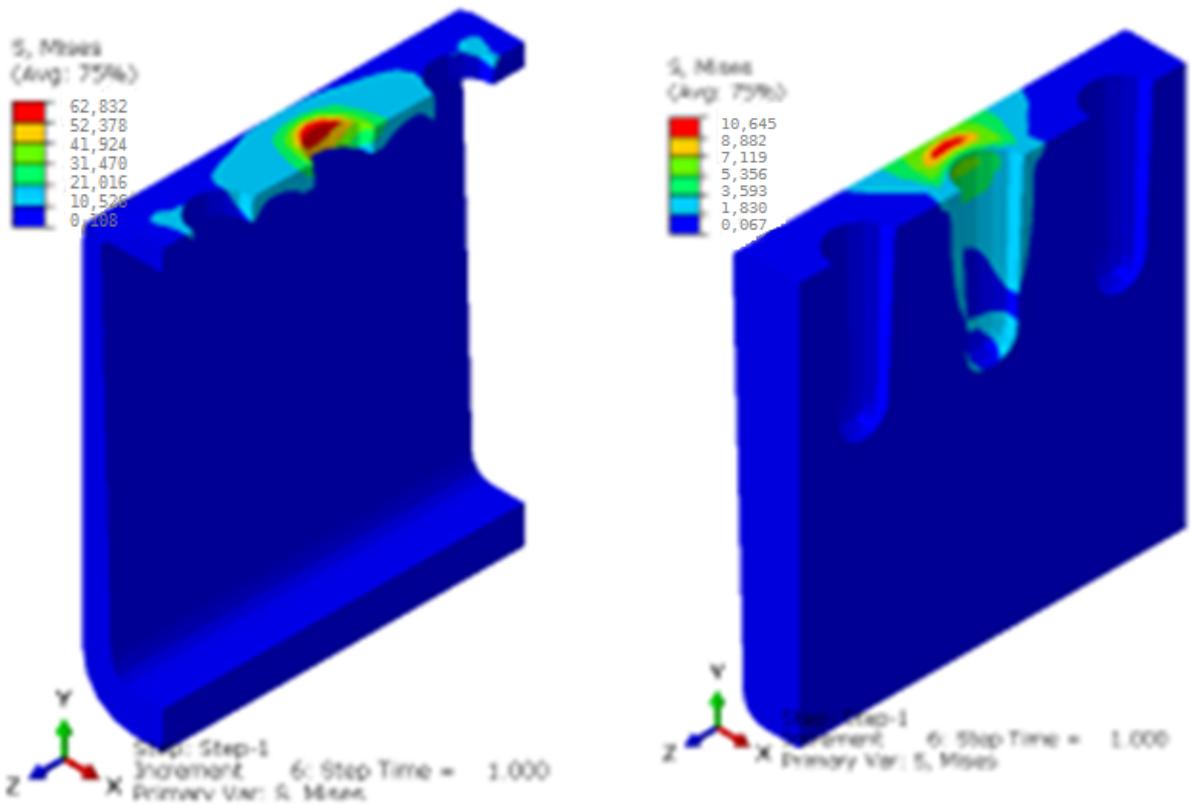
Важный результат заключается в отсутствии значимых различий в напряжениях костной ткани в моделях с тремя имплантатами и с мостовидным протезом на двух имплантатах (Рисунок 32). Так, величина напряжений в кортикальной кости при вертикальной нагрузке в первой указанной модели больше, чем во второй на 9,3%, при наклонной нагрузке она меньше на 9,5% (соответственно 11,247 МПа и 10,196 МПа; 62,832 МПа и 68,782 МПа); в губчатой кости напряжения в первой модели больше и при вертикальной, и при наклонной нагрузках соответственно на 9,1% и 2,1% (3,241 МПа и 2,945 МПа; 10,645 МПа и 10,425 МПа).

При сравнении с мостовидным протезом с опорой на два зуба напряжения при замене опор на имплантаты увеличиваются в костной ткани: в кортикальной кости на 24,2% и 22,6% при вертикальной и наклонной нагрузках (соответственно 8,209 МПа и 10,196 МПа; 56,088 МПа и 68,782 МПа); в губчатой кости на 17,4% и 23,1% (2,508 МПа и 2,945 МПа ; 8,472 МПа и 10,425 МПа).

Особенно значимое увеличение напряжений регистрируется в костной ткани вокруг мостовидного протеза с опорой на зуб и имплантат (Рисунок 33). Вокруг имплантата напряжения в кортикальной кости увеличиваются в сравнении с протезом на двух имплантатах на 97,4% при вертикальной нагрузке и на 59,2% при наклонной (соответственно 20,130 МПа и 109,509 МПа). В губчатой кости увеличение напряжений составляет 52,0% и 49,3% (соответственно 4,476 МПа и 15,566 МПа). В сравнении с базовой моделью (три имплантата и контактирующими коронками) напряжения увеличиваются на 79,0% и 74,3% в кортикальной кости соответственно при вертикальной и наклонной нагрузках, на 38,1% и 46,2% в губчатой кости при указанных нагрузках.



А



Б

Рисунок 30 – Напряженно-деформированное состояние костной ткани сегмента нижней челюсти с дефектом зубного ряда, замещённым тремя имплантатами с апроксимальным контактом коронок при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

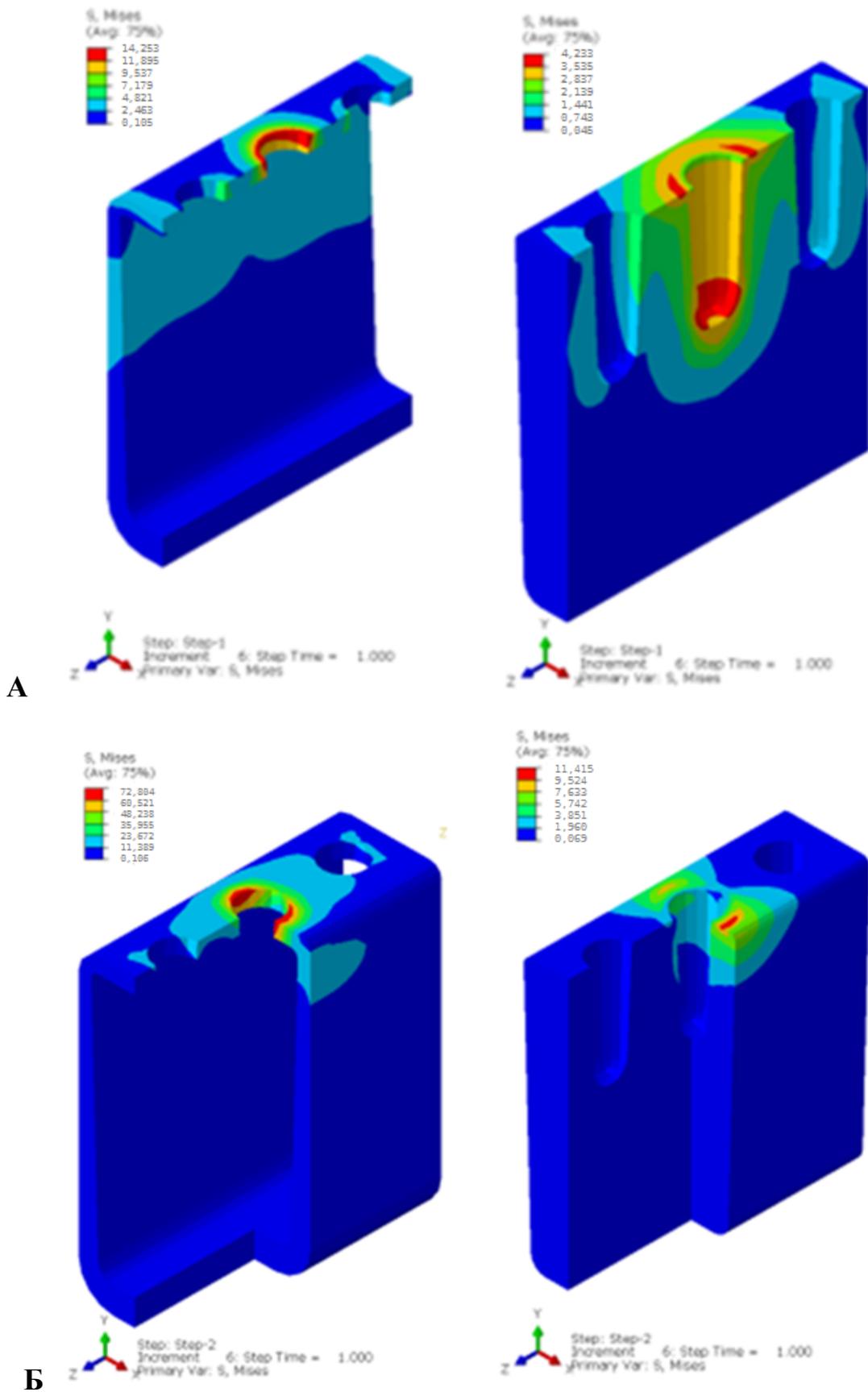


Рисунок 31 – Напряженно-деформированное состояние костной ткани сегмента нижней челюсти с дефектом зубного ряда, замещённым тремя имплантатами без аппроксимальных контактов коронок при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

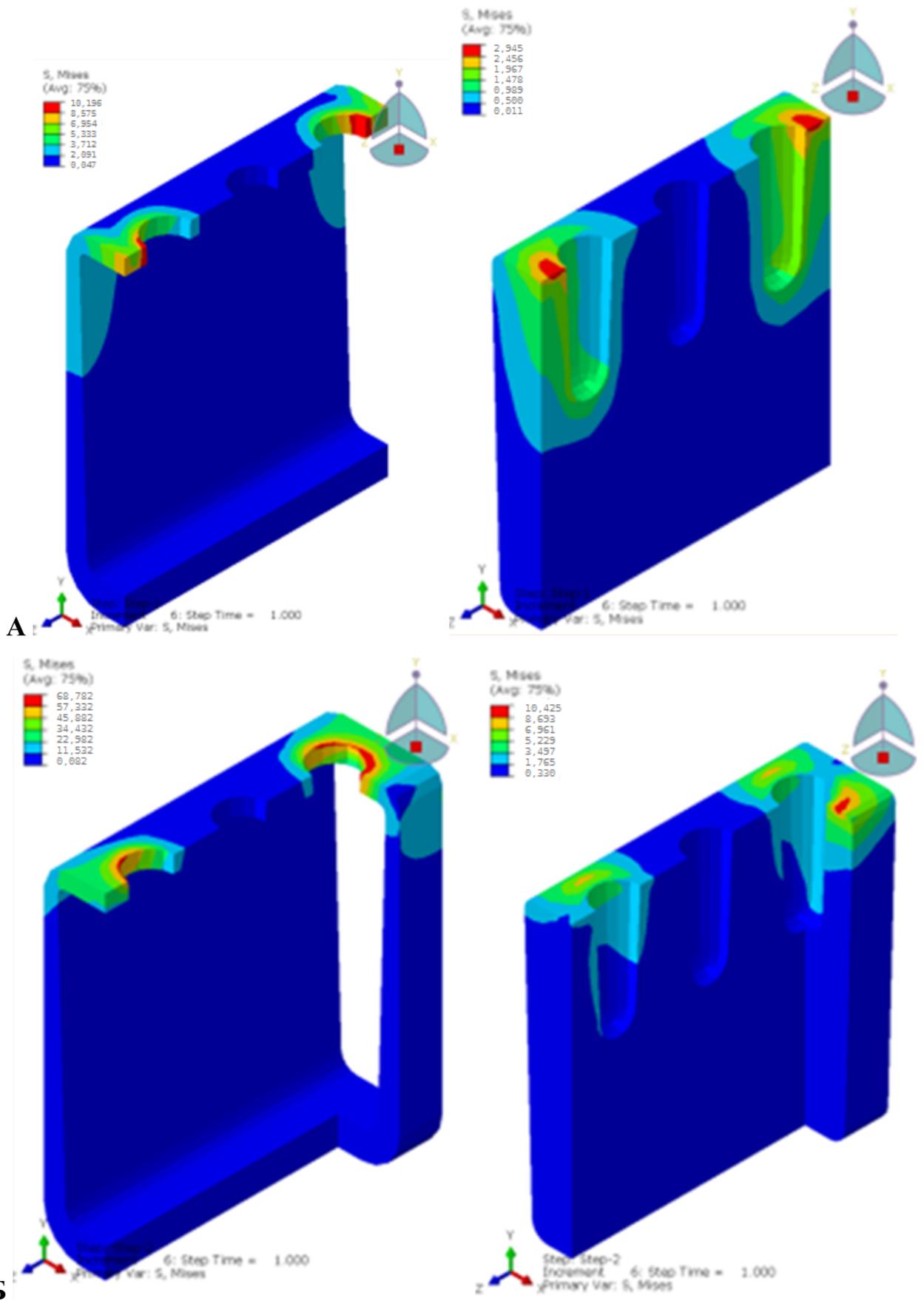


Рисунок 32 – Напряженно-деформированное состояние костной ткани сегмента нижней челюсти с дефектом зубного ряда, замещённым мостовидным протезом на имплантатах при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

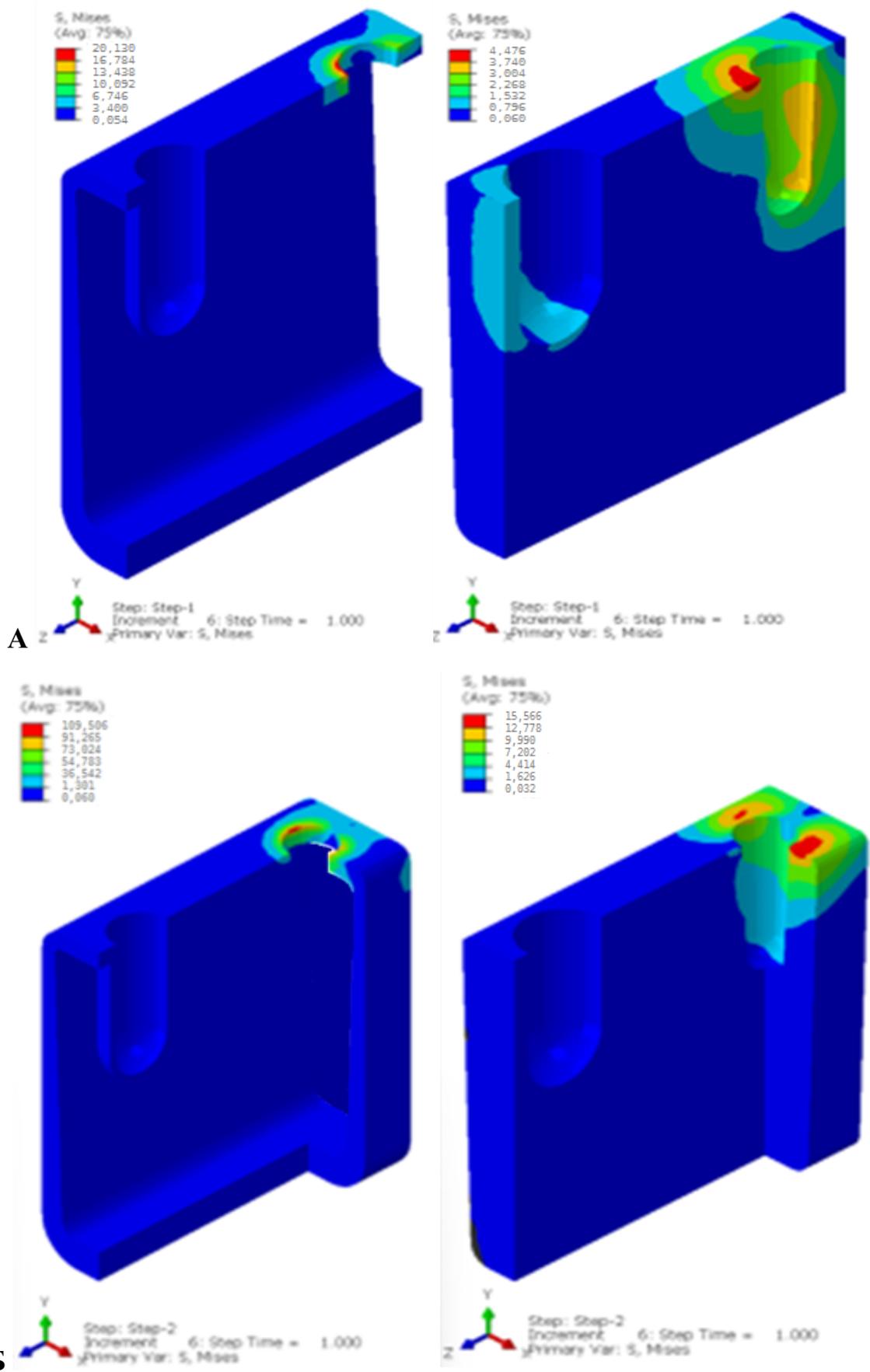


Рисунок 33 – Напряженно-деформированное состояние костной ткани сегмента нижней челюсти с дефектом зубного ряда, замещённым мостовидным протезом с опорой на имплантат и зуб при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

Также в сравнении с моделью с тремя имплантатами, контактирующими коронками, неполное замещение дефекта зубного ряда (на примере двух имплантатов при отсутствии трех зубов) показывает повышение напряжений вокруг нагруженного имплантата (Рисунок 34). В кортикальной кости они увеличиваются при вертикальной нагрузке на 41,6%, при наклонной – на 32,8% (соответственно 15,925 МПа и 83,418 МПа). В губчатой кости увеличение напряжений составляет 49,4% и 27,8% при вертикальной и наклонной нагрузках (соответственно 4,841 МПа и 13,600 МПа).

Сравнение полученных напряжений по величине и степени возрастания в сравнении с базовыми моделями представлено на Рисунке 35 и Рисунке 36.

При наличии контактов коронок на имплантатах максимальные напряжения кортикальной кости при вертикальной нагрузке локализуются вокруг нагруженного имплантата, а также в прилежащих отделах кости рядом стоящих имплантатов. Кроме того, напряжения имеются по верхней половине альвеолярных скатов. При наклонной нагрузке зона напряжений сохраняется, но уменьшается на альвеолярных гребнях.

В губчатой кости максимальные напряжения при вертикальной нагрузке распространяются вокруг нагруженного имплантата и вокруг дна имплантата, затем вдоль ложа имплантата, а также переходят на примыкающие стенки ложа рядом стоящих имплантатов. При наклонной нагрузке напряжения исчезают вокруг имплантатов рядом с нагруженным.

Отсутствие контакта коронок на имплантатах не меняет картину распределения напряжений.

Картина НДС костной ткани при вертикальной нагрузке мостовидного протеза на двух имплантатах характеризуется симметричностью напряжений вокруг имплантатов – в кортикальной кости они наибольшие с дистальных сторон у шейки имплантатов и снижаются к медиальным поверхностям; в губчатой кости – та же закономерность.

При наклонной нагрузке максимальные напряжения смещаются в щёчную и язычную области пришеечной кортикальной и губчатой костной ткани у шеек

опорных имплантатов, а также остаются, снижаясь, с медиальной и дистальной поверхностями.

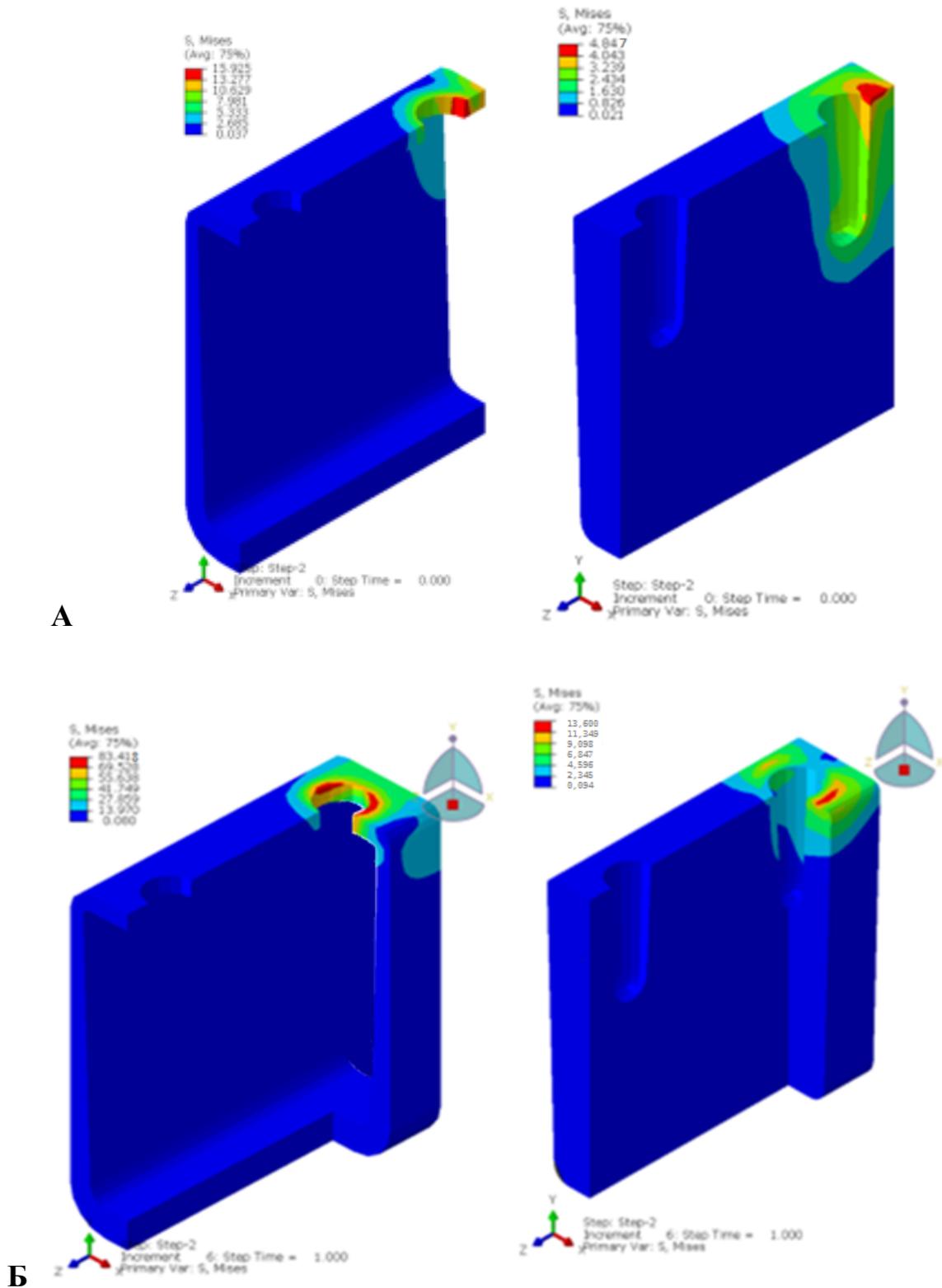


Рисунок 34 – Напряженно-деформированное состояние костной ткани сегмента нижней челюсти при неполном замещении дефекта зубного ряда при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

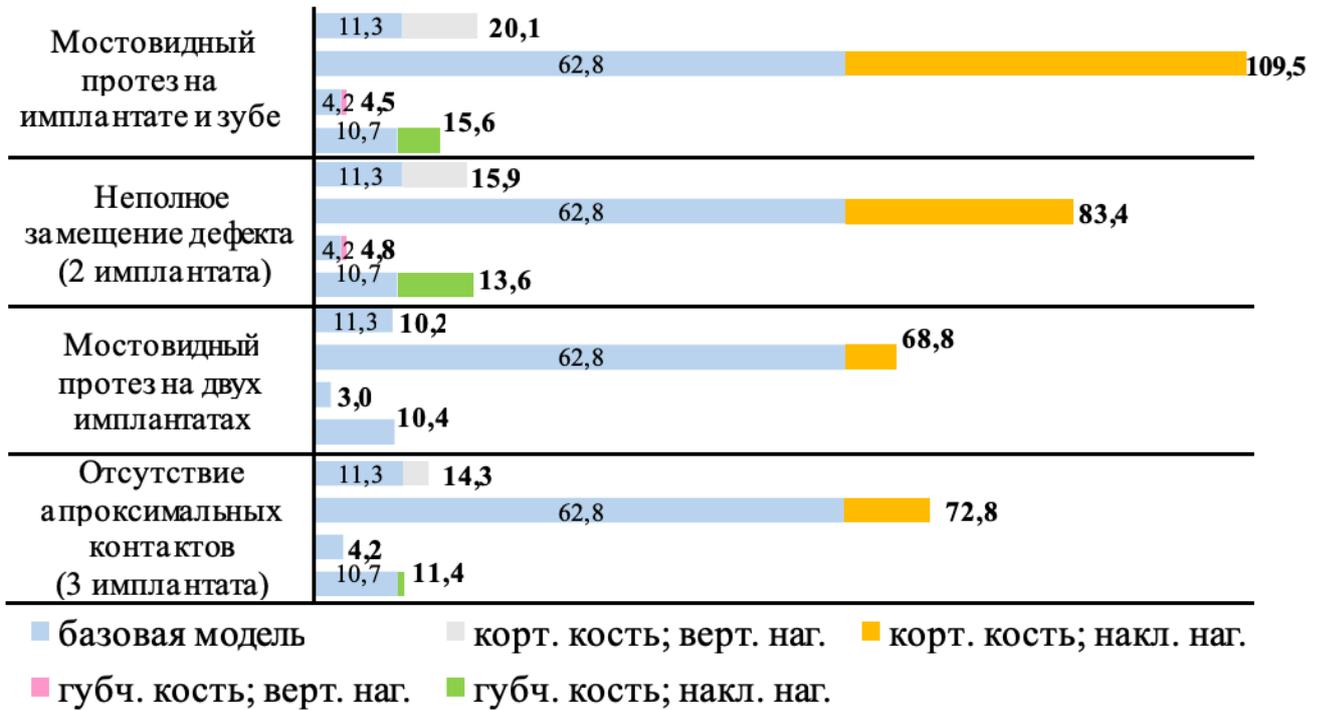


Рисунок 35 – Сопоставление максимальных напряжений в костной ткани вокруг имплантатов в разных биомеханических условиях и в базовой модели (три имплантата с контактом)

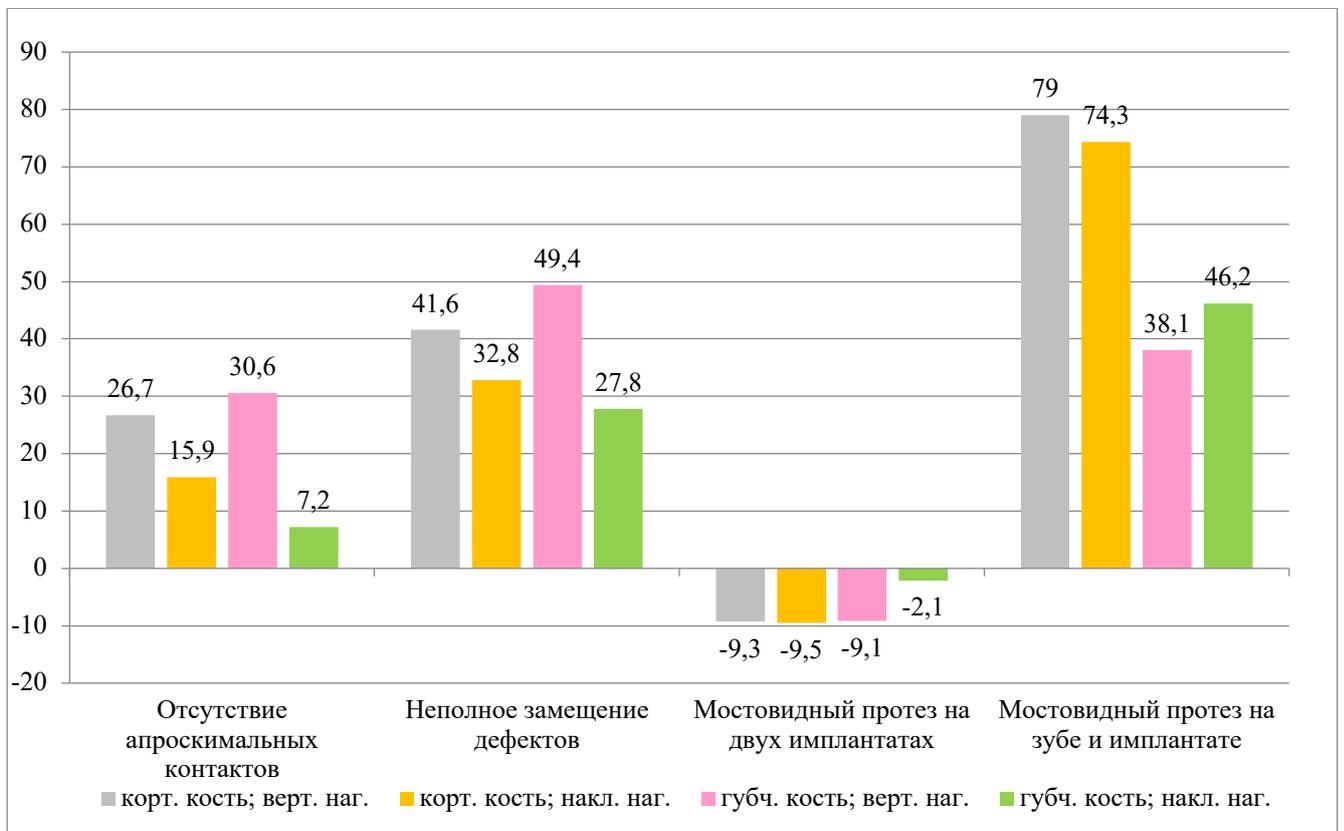


Рисунок 36 – Степень увеличения напряжений в периимплантатных костных тканях в биомеханических условиях риска в сравнении с базовой моделью (три имплантата с контактом)

При нагрузке, приложенной на крайний имплантат, второй опорный имплантат почти не передаёт напряжений в костную ткань. Однако, при наклонной нагрузке одного из опорных имплантатов костная ткань вокруг другого (не нагруженного) имплантата напряжения сохраняются, уменьшаясь по величине (на 39,7% в кортикальной и 38,5% в губчатой). При этом увеличиваются напряжения вокруг нагруженного имплантата: на 20,3% в кортикальной и на 18,0% в губчатой кости.

При неполном замещении зубного ряда напряжения в костных тканях сосредоточены только вокруг нагруженного имплантата, не передаются на костную ткань в зоне отсутствующего зуба и, тем более, в удалённый имплантат.

То же самое – концентрация напряжений у имплантата – обнаружено в картине НДС мостовидного протеза на имплантате и зубе. При этом максимальные напряжения при вертикальной нагрузке смещаются в медиальную часть (обращённую в сторону дефекта) костной ткани по сравнению с протезом на двух имплантатах, а при наклонной – остаются со щёчной и язычной сторон.

Относительно пределов прочности костной ткани в уязвимых биомеханических условиях функционирования имплантатов установлено, что на границе предела находятся напряжения в губчатой кости при наклонной нагрузке в двух ситуациях: в мостовидном протезе с опорой на имплантат и зуб; неполном замещении зубного ряда.

По итогам математического анализа напряжённо-деформированного состояния дефекта зубного ряда, замещённого несъёмными протезами с разным числом опорных имплантатов, зарегистрирована «База данных значений максимальных интегральных напряжений в костной ткани при замещении дефекта зубного ряда с использованием имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования» (Свидетельство о регистрации базы данных RU 2023624910, заявл. 13.12.2023; опубл. 22.12.2023) [219].

3.6. Адаптированные базы данных биомеханических показателей периимплантатной костной ткани

Дополнительно к результатам биомеханического моделирования функциональных напряжений в периимплантатной костной ткани, полученным в ходе представленного диссертационного исследования, вокруг одиночного имплантата в 12 неадекватных биомеханических условиях, а также в сегменте с дефектом зубного ряда, восстановленным разным количеством имплантатов или мостовидными протезами (разделы 3.3, 3.4, 3.5) целенаправленными математическими расчётами получены показатели напряжений в более широком диапазоне условий функционирования имплантатов на основании адаптации полученных результатов с данными публикаций других авторов (раздел 2.4). Таким образом, получены таблицы максимальных напряжений в костных тканях в следующих вариантах адаптации:

- адаптация результатов моделирования параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов с учётом данных публикаций по резорбции костной ткани [316] (Таблицы 10–13);
- адаптация результатов моделирования параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов с учётом данных публикаций при наличии или отсутствии кортикальной кости вокруг имплантата [303] (Таблицы 14–19);
- адаптация результатов моделирования максимальных интегральных напряжений в костной ткани при замещении дефекта зубного ряда с использованием имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования при сочетании показателей вокруг одиночного имплантата и при замещении имплантатами трёх отсутствующих зубов (разделы 3.3, 3.4, 3.5) (Таблицы 20–21).

Таблица 10 – Адаптация результатов моделирования S. Gupta et al. (2020) параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани и соответствующих параметров у имплантатов в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов

Костная ткань	Имплантат		Ø имплантата <на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		Е кости < на 30%		Толщина корт. кости < на 30%			
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н		
кортикальная	2,37	22,55	4,50	46,16	3,03	23,15	4,00	40,64	2,19	19,76	4,23	27,83		
губчатая	0,97	3,23	0,95	5,02	1,17	3,25	1,41	5,33	1,03	2,87	1,18	3,66		
Костная ткань	Резорбция кости на 30%		Резорбция кости на 50%		Контакт с костью 50%		Абатмент 15°		Абатмент 30°		Нагрузка > на 30%		Окклюзион. супраконтакт	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
кортикальная	Не применимо				2,23	22,00	4,02	21,64	7,17	21,22	3,09	29,32	2,60	24,80
губчатая	Не применимо				0,96	4,99	1,31	3,54	1,67	3,83	1,26	4,20	1,20	3,69

Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка

Таблица 11 – Адаптация результатов моделирования S. Gupta et al. (2020) параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантантной костной ткани (резорбция 10%) и соответствующих параметров у имплантатов в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов

Костная ткань	Имплантат		Ø имплантата < на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		E кости < на 30%		Толщина корт. кости < на 30%			
	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н		
кортикальная	6,16	58,47	11,67	119,70	7,86	60,02	10,37	105,37	5,69	51,23	10,97	72,16		
губчатая	0,39	1,31	0,39	2,04	0,48	1,32	0,57	2,16	0,42	1,16	0,48	1,49		
Костная ткань	Резорбция кости на 30%		Резорбция кости на 50%		Контакт с костью 50%		Абатмент 15°		Абатмент 30°		Нагрузка > на 30%		Окклюзион. супраконтат	
	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н
кортикальная	Не применимо				5,79	57,04	10,42	56,12	18,59	55,01	8,01	76,01	6,74	64,31
губчатая	Не применимо				0,39	2,03	0,53	1,43	0,68	1,55	0,51	1,70	0,49	1,50

Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка

Таблица 12 – Адаптация результатов моделирования S. Gupta et al. (2020) параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантантной костной ткани (резорбция 25%) и соответствующих параметров у имплантатов в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов

Костная ткань	Имплантат		Ø имплантата < на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		E кости < на 30%		Толщина корт. кости < на 30%			
	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н		
кортикальная	9,25	87,85	17,54	179,85	11,81	90,18	15,58	158,32	8,54	76,97	16,49	108,41		
губчатая	1,05	3,51	1,03	5,45	1,27	3,53	1,53	5,79	1,12	3,12	1,28	3,98		
Костная ткань	Резорбция кости на 30%		Резорбция кости на 50%		Контакт с костью 50%		Абатмент 15°		Абатмент 30°		Нагрузка > на 30%		Окклюзион. супраконтант	
	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н
кортикальная	Не применимо				8,70	85,70	15,65	84,32	27,93	82,65	12,03	114,21	10,13	96,62
губчатая	Не применимо				1,04	5,43	1,42	3,84	1,81	4,16	1,36	4,56	1,30	4,01
Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка														

Таблица 13 – Адаптация результатов моделирования S. Gupta et al. (2020) параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани (резорбция 50%) и соответствующих параметров у имплантатов в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов

Костная ткань	Имплантат		Ø имплантата < на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		E кости < на 30%		Толщина корт. кости < на 30%			
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н		
кортикальная	9,52	90,39	18,04	185,05	12,15	92,78	16,03	162,89	8,79	79,19	16,96	111,55		
губчатая	1,98	6,61	1,95	10,27	2,40	6,64	2,89	10,91	2,11	5,87	2,41	7,49		
Костная ткань	Резорбция кости на 30%		Резорбция кости на 50%		Контакт с костью 50%		Абатмент 15°		Абатмент 30°		Нагрузка > на 30%		Окклюзион. супраконтат	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
кортикальная	Не применимо				8,96	88,17	16,11	86,76	28,74	85,04	12,38	117,51	10,42	99,41
губчатая	Не применимо				1,97	10,22	2,67	7,23	3,42	7,83	2,57	8,59	2,45	7,56
Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка														

Таблица 14 – Адаптация результатов моделирования R. Medina-Galvez et al. (2021) параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани (коронка из карбон-волоконного композита) и соответствующих параметров у имплантатов в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов

Костная ткань	Имплантат		Ø имплантата < на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		E кости < на 30%		Толщина корт. кости < на 30%			
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н		
кортикальная	6,67	63,35	12,65	129,69	8,51	65,03	11,24	114,16	6,16	55,50	11,89	78,18		
губчатая	3,62	12,09	3,56	18,78	4,39	12,15	5,28	19,95	3,86	10,73	4,40	13,71		
только губчатая	3,24	30,80	6,15	63,05	4,14	31,62	5,46	55,51	2,99	26,99	5,78	38,01		
Костная ткань	Резорбция кости на 30%		Резорбция кости на 50%		Контакт с костью 50%		Абатмент 15°		Абатмент 30°		Нагрузка > на 30%		Окклюзион. супраконт. акт	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
кортикальная	2,70	20,35	2,74	19,53	6,28	61,80	11,29	60,81	20,14	59,60	8,67	82,36	7,30	69,67
губчатая	6,77	44,99	8,21	60,05	3,60	18,69	4,89	13,23	6,25	14,32	4,70	15,72	4,48	13,82
только губчатая	1,31	9,89	1,33	9,50	3,05	30,05	5,49	29,56	9,79	28,98	4,22	40,04	3,55	33,87

Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка

Таблица 15 – Адаптация результатов моделирования R. Medina-Galvez et al. (2021) параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани (коронка из металлокерамики) и соответствующих параметров у имплантатов в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов

Костная ткань	Имплантат		Ø имплантата <на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		E кости < на 30%		Толщина корт. кости < на 30%			
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н		
кортикальная	7,59	72,06	14,38	147,52	9,68	73,97	12,78	129,86	7,01	63,13	13,52	88,93		
губчатая	4,56	15,23	4,49	23,66	5,53	15,31	6,65	25,13	4,87	13,52	5,55	17,27		
только губчатая	3,57	33,87	6,76	69,34	4,55	34,77	6,01	61,04	3,29	29,67	6,36	41,80		
Костная ткань	Резорбция кости на 30%		Резорбция кости на 50%		Контакт с костью 50%		Абатмент 15°		Абатмент 30°		Нагрузка > на 30%		Окклюзион. супраконтакт	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
кортикальная	3,07	23,15	3,11	22,22	7,14	70,29	12,84	69,17	22,91	67,80	9,87	93,68	8,31	79,25
губчатая	8,53	56,68	10,34	75,64	4,53	23,55	6,16	16,67	7,87	18,04	5,92	19,80	5,64	17,41
только губчатая	1,44	10,88	1,46	10,44	3,36	33,04	6,03	32,51	10,77	31,87	4,64	44,03	3,90	37,25
Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка														

Таблица 16 – Адаптация результатов моделирования R. Medina-Galvez et al. (2021) параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани (коронка из металл-композита) и соответствующих параметров у имплантатов в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов

Костная ткань	Имплантат		Ø имплантата < на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		E кости < на 30%		Толщина корт. кости < на 30%			
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н		
кортикальная	4,29	40,71	8,13	83,34	5,47	41,79	7,22	73,36	3,96	35,67	7,64	50,24		
губчатая	3,08	10,30	3,03	16,00	3,74	10,35	4,50	16,99	3,29	9,14	3,75	11,68		
только губчатая	3,09	29,30	5,85	59,98	3,94	30,08	5,20	52,80	2,85	25,67	5,50	36,16		
Костная ткань	Резорбция кости на 30%		Резорбция кости на 50%		Контакт с костью 50%		Абатмент 15°		Абатмент 30°		Нагрузка > на 30%		Окклюзион. супраконт	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
кортикальная	1,74	13,08	1,76	12,55	4,03	39,71	7,25	39,08	12,94	38,30	5,57	52,92	4,69	44,77
губчатая	5,77	38,33	6,99	51,16	3,07	15,92	4,17	11,27	5,32	12,20	4,01	13,39	3,82	11,77
только губчатая	1,25	9,41	1,27	9,03	2,90	28,58	5,22	28,12	9,32	27,57	4,01	38,09	3,38	32,22
Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка														

Таблица 17 – Адаптация результатов моделирования R. Medina-Galvez et al. (2021) параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани (коронка из металла) и соответствующих параметров у имплантатов в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов

Костная ткань	Имплантат		Ø имплантата < на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		E кости < на 30%		Толщина корт. кости < на 30%			
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н		
кортикальная	3,76	35,70	7,13	73,09	4,80	36,65	6,33	64,34	3,47	31,28	6,70	44,06		
губчатая	2,99	10,01	2,95	15,55	3,64	10,06	4,37	16,52	3,20	8,89	3,65	11,35		
только губчатая	3,28	31,14	6,22	63,75	4,18	31,96	5,52	56,12	3,03	27,28	5,84	38,43		
Костная ткань	Резорбция кости на 30%		Резорбция кости на 50%		Контакт с костью 50%		Абатмент 15°		Абатмент 30°		Нагрузка > на 30%		Окклюзион. супраконтакт	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
кортикальная	1,52	11,47	1,54	11,01	3,54	34,82	6,36	34,27	11,35	33,59	4,89	46,41	4,12	39,26
губчатая	5,61	37,25	6,80	49,72	2,98	15,48	4,05	10,96	5,17	11,86	3,89	13,01	3,71	11,44
только губчатая	1,33	10,00	1,35	9,60	3,09	30,38	5,55	29,89	9,90	29,30	4,26	40,48	3,59	34,25

Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка

Таблица 18 – Адаптация результатов моделирования R. Medina-Galvez et al. (2021) параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани (коронка из карбон-волоконной керамики) и соответствующих параметров у имплантатов в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов

Костная ткань	имплантат		Ø имплантата < на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		E кости < на 30%		Толщина корт. кости < на 30%			
	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н		
кортикальная	3,37	32,05	6,40	65,61	4,31	32,90	5,69	57,76	3,12	28,08	6,01	39,55		
губчатая	2,74	9,15	2,70	14,21	3,32	9,20	3,99	15,10	2,93	8,12	3,33	10,37		
только губчатая	2,40	22,80	4,55	46,68	3,06	23,40	4,04	41,09	2,22	19,98	4,28	28,14		
Костная ткань	Резорбция кости на 30%		Резорбция кости на 50%		Контакт с костью 50%		Абатмент 15°		Абатмент 30°		Нагрузка > на 30%		Окклюзион. супраконтакт	
	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н	в	н
кортикальная	1,37	10,29	1,39	9,88	3,18	31,26	5,71	30,76	10,19	30,15	4,39	41,67	3,69	35,25
губчатая	5,13	34,05	6,21	45,45	2,72	14,15	3,70	10,01	4,73	10,84	3,56	11,90	3,39	10,46
только губчатая	0,97	7,32	0,99	7,03	2,26	22,24	4,06	21,88	7,25	21,45	3,12	29,64	2,63	25,08

Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка

Таблица 19 – Адаптация результатов моделирования R. Medina-Galvez et al. (2021) параметров максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани (коронка из РЕЕК-композита) и соответствующих параметров у имплантатов в разных биомеханических условиях функционирования имплантатов

Костная ткань	Имплантат		Ø имплантата < на 30%		L имплантата < на 30%		Ø и L имплантата < на 30%		E кости < на 30%		Толщина корт. кости < на 30%			
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н		
кортикальная	7,95	75,46	15,06	154,48	10,14	77,46	13,39	135,99	7,34	66,11	14,16	93,12		
губчатая	4,99	16,69	4,92	25,93	6,06	16,77	7,29	27,54	5,34	14,81	6,08	18,92		
только губчатая	4,56	43,33	8,65	88,71	5,82	44,48	7,69	78,09	4,21	37,96	8,13	53,47		
Костная ткань	Резорбция кости на 30%		Резорбция кости на 50%		Контакт с костью 50%		Абатмент 15°		Абатмент 30°		Нагрузка > на 30%		Окклюзион. супраконт. акт	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
кортикальная	3,22	24,24	3,26	23,26	7,48	73,61	13,45	72,43	23,99	71,00	10,33	98,10	8,70	82,99
губчатая	9,35	62,11	11,33	82,90	4,97	25,80	6,75	18,27	8,63	19,77	6,49	21,70	6,19	19,08
только губчатая	1,85	13,92	1,87	13,36	4,29	42,27	7,72	41,59	13,78	40,77	5,93	56,33	4,99	47,65

Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка

Таблица 20 – Адаптация результатов моделирования максимальных интегральных напряжений в костной ткани при замещении дефекта зубного ряда с использованием результатов моделирования одиночных имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования (кортикальная кость)

Тип модели функционирования имплантата	3 имплантата (апроксимальный контакт коронок)		3 имплантата (без апроксимального контакта коронок)		2 имплантата (неполное замещение дефекта)		Мостовидный протез на 2-х имплантатах		Мостовидный протез на имплантате и зубе	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
Диаметр имплантата на 30% меньше исходного	21,32	128,63	27,02	149,05	30,19	170,77	19,33	140,81	38,16	224,18
Длина имплантата на 30% меньше исходной	14,36	64,50	18,19	74,73	20,33	85,63	13,01	70,60	25,69	112,41
Длина и диаметр имплантата на 30% меньше исходных	18,95	113,23	24,01	131,20	26,83	150,33	17,18	123,95	33,91	197,34
Толщина кортикальной кости на 30% меньше исходной	20,05	77,54	25,40	89,85	28,38	102,94	18,17	84,88	35,88	135,14
Окклюзионный супраконтакт	12,31	69,10	15,60	80,07	17,43	91,74	11,16	75,65	22,04	120,43
Резорбция кости на 30%	4,56	20,18	5,77	23,38	6,45	26,79	4,13	22,09	8,15	35,17
Резорбция кости на 50%	4,62	19,37	5,85	22,45	6,54	25,72	4,19	21,21	8,26	33,76
Контакт с костью 50%	10,58	61,29	13,41	71,02	14,99	81,37	9,59	67,10	18,94	106,82
Абатмент 15°	19,03	60,31	24,12	69,88	26,95	80,07	17,25	66,02	34,06	105,11
Абатмент 30°	33,96	59,11	43,04	68,50	48,09	78,48	30,79	64,71	60,78	103,03
Нагрузка выше исходной на 30%	14,63	81,68	18,54	94,65	20,71	108,44	13,26	89,42	26,18	142,36
Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка										

Таблица 21 – Адаптация результатов моделирования максимальных интегральных напряжений в костной ткани при замещении дефекта зубного ряда с использованием результатов моделирования одиночных имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования (губчатая кость)

Тип модели функционирования имплантата	3 имплантата (апроксимальный контакт коронок)		3 имплантата (без апроксимального контакта коронок)		2 имплантата (неполное замещение дефекта)		Мостовидный протез на 2-х имплантатах		Мостовидный протез на имплантате и зубе	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
Диаметр имплантата на 30% меньше исходного	3,19	16,54	4,17	17,73	4,77	21,13	2,90	16,20	4,41	24,18
Длина имплантата на 30% меньше исходной	3,93	10,70	5,14	11,47	5,88	13,67	3,57	10,48	5,43	15,64
Длина и диаметр имплантата на 30% меньше исходных	4,73	17,56	6,18	18,83	7,06	22,44	4,30	17,20	6,53	25,68
Толщина кортикальной кости на 30% меньше исходной	3,95	12,07	5,15	12,94	5,89	15,42	3,59	11,82	5,45	17,65
Окклюзионный супраконтакт	4,02	12,17	5,24	13,05	6,00	15,55	3,65	11,92	5,55	17,79
Резорбция кости на 30%	6,07	39,62	7,93	42,48	9,07	50,61	5,52	38,80	8,38	57,93
Резорбция кости на 50%	7,36	52,87	9,61	56,70	10,99	67,55	6,68	51,78	10,16	77,31
Контакт с костью 50%.	3,22	16,46	4,21	17,65	4,82	21,03	2,93	16,12	4,45	24,07
Абатмент 15°	4,38	11,65	5,72	12,49	6,55	14,88	3,98	11,41	6,05	17,04
Абатмент 30°	5,60	12,61	7,31	13,52	8,36	16,11	5,09	12,35	7,73	18,44
Нагрузка выше исходной на 30%	4,21	13,84	5,50	14,84	6,29	17,68	3,83	13,55	5,82	20,24

Примечание: в – вертикальная нагрузка; н – наклонная нагрузка

Как видно, в условиях резорбции костной ткани от 10 до 50% напряжения в кортикальной и губчатой костной ткани, судя по данным S. Gupta et al. (2020), увеличиваются [316]. При этом напряжения не достигают предела прочности. Усугубление биомеханических неблагоприятных условий и адаптация данных S. Gupta et al. данными настоящего исследования выявляют ещё большее увеличение напряжений, их зависимость от конкретного биомеханического фактора. Однако, не зафиксировано превышение напряжения в костных тканях.

Отсутствие кортикальной пластины вокруг имплантата в соответствии с моделированием в исследовании R. Medina-Galvez et al. (2021) [303] в сочетании с данными настоящего исследования с широким спектром неблагоприятных биомеханических условий показывает перегрузку губчатой костной ткани во всех адаптированных условиях моделирования, но при наклонной нагрузке.

В присутствии кортикальной и губчатой кости вокруг имплантата при адаптации данных R. Medina-Galvez et al. (2021) [303] и настоящего исследования получена зависимость напряжений от материала коронки на имплантате. Так, при моделировании металлокерамики заметна перегрузка губчатой кости во всех условиях биомеханического моделирования при наклонной нагрузке; при наличии коронки из материала РЕЕК обнаружена та же закономерность. В то же время в условиях карбон-керамической коронки, металлической коронки и металлокомпозитной коронки перегрузка губчатой кости, невзирая на уязвимые биомеханические условия, наблюдается только при резорбции костной ткани при наклонной нагрузке. Таким образом, при наличии факторов биомеханического риска не показана металлокерамика и материал РЕЕК из-за своей жёсткости; показаны амортизирующие облицовочные материалы, например, с волоконным армированием.

Математическое объединение результатов напряжённно-деформированного состояния костной ткани при замещении имплантатами дефекта зубного ряда (отсутствие трёх зубов) и результатов напряжений вокруг одиночных имплантатов в разных биомеханических условиях нагрузки показало перегрузку кортикальной костной ткани в ситуациях:

- неполное замещение зубного ряда и использование узких или узких и коротких имплантатов (при наклонной нагрузке);
- мостовидный протез с опорой на имплантат и зуб при использовании узких или узких и коротких имплантатов (при наклонной нагрузке) (Таблица 20).

Соответствующие напряжения при неполном замещении дефекта 170,77 МПа и 150,33 МПа, вокруг мостовидного протеза – 224,18 МПа и 197,34 МПа.

В губчатой костной ткани предельные напряжения при наклонной нагрузке встречаются чаще, чем в кортикальной кости, при наличии одиночных коронок на трёх имплантатах (даже в условиях их апроксимального контакта перегрузка наступает, если имплантаты узкие, узкие и короткие, с резорбцией костной ткани на 30% и 50%, а также при недостаточном контакте с костной тканью (возможном при немедленной нагрузке имплантатов) (Таблица 21). Те же закономерности проявляются при неполном замещении зубного ряда, но в большей степени. Особенно видна перегрузка губчатой костной ткани при наклонной нагрузке, если имплантаты функционируют в уязвимых биомеханических условиях и удерживают мостовидный протез на двух имплантатах или мостовидный протез на имплантате и зубе. В этих случаях усугубляющими факторами перегрузки являются большинство неадекватных биомеханических условий: диаметр и длина имплантата на 30% меньше исходных, толщина кортикальной кости на 30% меньше исходной, окклюзионный супраконттакт, резорбция кости на 30% и 50%, контакт с костью 50%, наклон абатмента 15° и 30°, нагрузка выше исходной на 30%.

Полученные сведения подчёркивают необходимость вдумчивого подхода при планировании имплантации и протезирования в неадекватных биомеханических условиях.

3.7. Управление рисками в имплантологии на основе экономической многофакторной модели сравнительной эффективности затрат на диспансерное наблюдение и коррекцию нежелательных исходов имплантации в зависимости от исходных биомеханических факторов и затрат на их коррекцию на начальном этапе

Как видно из Таблиц 22 и 23, совокупные затраты за 10 лет с момента окончания протезирования на имплантатах составили на установку и протезирование 1,25 имплантатов с последующей профилактикой или лечением осложнений в состоянии периимплантатных тканей (на 1 установленный имплантат). При этом выявлена существенная разница в затратах комплаентных и некомплаентных пациентов (0,41 и 1,46 всех затрат на протезирование с имплантацией и последующее лечебно-профилактическое сопровождение за 10 лет), поскольку при соблюдении диспансерных мероприятий достаточно лишь проведения профессиональной гигиены рта и окклюзионной коррекции. Иными словами, экономия комплаентного пациента на 10-летнем горизонте с каждого установленного имплантата равняется стоимости имплантации (разница значений первой строки столбцов II и Г в Таблице 22) [20].

С учётом частоты выявления осложнений состояния периимплантатных тканей, при анализе структуры совокупных затрат в группе некомплаентных пациентов, то есть с развитием осложнений, установлены затраты на лечение периимплантатного воспаления (0,34 у.е.з.), на устранение рецессии десны (0,10 у.е.з.), на профилактику прогрессирования и устранение резорбции костной ткани (0,39 у.е.з.), на устранение поломки протеза (0,14 у.е.з.), на замещение дефекта при удалении имплантата (0,49 у.е.з.) (в сумме 1,46 у.е.з.). Доли соответствующих затрат в общих затратах составляют 23,3%, 6,9%, 26,7%, 9,6%, 33,6%.

Факторы биомеханического риска существенно влияют на совокупные затраты за 10-летний период эксплуатации протезов на имплантатах. Так, при средних затратах на всех пациентов (в расчёте на 1 установленный имплантат)

1,25 у.е.з., затраты при оптимальной плотности костной ткани составляют 1,13 у.е.з., а при низкой плотности возрастают на 34,7% до 1,73 у.е.з.

При достаточном объеме костной ткани затраты составляют 1,24 у.е.з., а при недостаточном и некомпенсированном объеме затраты возрастают до 2,06 у.е.з. (на 39,8%).

При толщине кортикальной костной ткани 1 мм или 2 мм совокупные затраты различаются на 19,8% (соответственно 1,36 и 1,09 у.е.з.).

С уменьшением длины и диаметра имплантата увеличиваются совокупные затраты протезирования на имплантатах и наблюдения. При длине имплантата 5 мм и 11 мм разница в затратах составляет 39,2% (соответственно 1,99 у.е.з. и 1,19 у.е.з.). При диаметре имплантата 2,5 мм и 3,5 мм разница в затратах 33,8% (соответственно 1,57 у.е.з. и 1,04 у.е.з.).

Короткий конусный узел соединения имплантата с абатментом обуславливает увеличение затрат на 35,5% в сравнении с глубоким конусным соединением (соответственно 1,58 у.е.з. и 1,05 у.е.з.).

На 56,7% увеличиваются совокупные затраты при установке имплантатов с наклоном: 2,08 у.е.з. против 0,90 у.е.з. при установке имплантата перпендикулярно альвеолярному гребню.

Увеличение числа протезных единиц на 1 имплантат в мостовидном протезе увеличивает расходы. Например, соотношение имплантатов и протезных единиц 1:2 требует затрат 1,83 у.е.з., а соотношение 1:1,5 – на 36,6% меньше (1,16 у.е.з.).

Наличие окклюзионных супраконтактов приводит к существенному увеличению совокупных затрат (на 59,8%): 1,79 у.е.з. и 0,72 у.е.з.

Неполное замещение дефектов зубного ряда сопровождается увеличением суммарных затрат на 41,4% (1,62 у.е.з. против 0,95 у.е.з. при полном замещении дефектов зубного ряда).

Повышенная жевательная нагрузка, например, при частичном восстановлении зубного ряда, увеличивает затраты на 35,9% (1,78 у.е.з. против 1,14 у.е.з. при оптимальной жевательной нагрузке имплантата).

Таблица 22 – Расчёт совокупных затрат пациентов на сохранение исходного состояния и коррекцию нежелательных исходов имплантации в зависимости от исходных биомеханических факторов

№	Биомеханические факторы	Доля имплантатов, %	Сохранность исходного состояния		Перимплантатное воспаление		Рецессия десны		Резорбция костной ткани		Поломка конструкции		Удаление имплантатов		Совок. затраты нек., СЗ _н
			%	СЗ _к	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	
	А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И	К	Л	М	Н	О	П
	Затраты на сохранение (коррекцию) исхода за 10 лет		0,3	0,41	0,4	0,34	0,4	0,10	0,6	0,39	1,5	0,14	3,5	0,49	1,46
	Частота наступления исхода в выборке всего, %	100,0	17,8		70,8		18,3		55,2		7,8		11,4		
	в т. ч. по группам факторов:														
1.	Плотность костной ткани														
1.1.	Плотность костной ткани низкая	32,3	6,6	1,07	78,4	0,38	23,8	0,13	71,4	0,50	13,2	0,24	14,9	0,64	1,89
1.2.	Плотность костной ткани оптимальная	50,3	19,9	0,29	69,7	0,34	18,2	0,10	50,2	0,35	5,4	0,10	10,4	0,45	1,33
1.3.	Плотность костной ткани высокая	17,4	32,9	0,18	59,6	0,29	8,5	0,05	39,4	0,28	4,7	0,09	7,5	0,32	1,02
2.	Объем костной ткани														
2.1.	Объем костной ткани достаточный	22,5	16,7	0,47	72,7	0,35	17,1	0,09	54,2	0,38	8,0	0,15	10,5	0,45	1,42
2.2.	Объем костной ткани недостаточный некомпенсированный	15,5	0,0	1,46	78,8	0,38	25,4	0,13	75,1	0,53	13,8	0,25	21,2	0,91	2,21
2.3.	Объем костной ткани компенсированный костной пластикой	62,0	22,7	0,26	68,1	0,33	17,0	0,09	50,6	0,36	6,2	0,11	9,2	0,40	1,29

Продолжение Таблицы 22

№	Биомеханические факторы	Доля имплантатов, %	Сохранность исходного состояния		Периимплантатное воспаление		Рецессия десны		Резорбция костной ткани		Поломка конструкции		Удаление имплантатов		Совок. затраты нек., СЗ _н
			%	СЗ _к	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	
	А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И	К	Л	М	Н	О	П
3.	Костная пластика														
3.1.	Костная пластика – нет	38,0	4,3	1,21	80,8	0,39	20,7	0,11	62,7	0,44	9,9	0,18	14,8	0,64	1,76
3.2.	Костная пластика – НТР с имплантацией	34,2	23,2	0,25	66,3	0,32	18,2	0,10	52,8	0,37	6,9	0,13	10,5	0,45	1,37
3.3.	Костная пластика – предварительная пластика	27,8	29,7	0,20	62,6	0,30	15,3	0,08	47,6	0,34	5,9	0,11	7,6	0,33	1,15
4.	Толщина кортикальной кости														
4.1.	Толщина кортикальной кости – 1 мм	65,7	15,7	0,53	72,3	0,35	19,8	0,10	61,6	0,44	8,3	0,15	12,0	0,52	1,56
4.2.	Толщина кортикальной кости – 2 мм	33,4	21,3	0,27	68,1	0,33	15,6	0,08	42,9	0,30	6,9	0,13	10,5	0,45	1,29
4.3.	Толщина кортикальной кости – 3 мм	0,9	45,5	0,13	54,5	0,26	9,1	0,05	36,3	0,26	0,0	0,00	0,0	0,00	0,57
5.	Длина имплантата														
5.1.	Длина имплантата – 5 мм	2,7	0,0	1,46	81,8	0,40	33,3	0,18	84,8	0,60	9,1	0,17	18,2	0,78	2,12
5.2.	Длина имплантата – 7 мм	12,8	6,4	1,08	76,9	0,37	26,2	0,14	73,1	0,52	9,6	0,17	16,7	0,72	1,92
5.3.	Длина имплантата – 9 мм	24,1	15,0	0,57	73,8	0,36	17,7	0,09	60,9	0,43	8,5	0,15	11,2	0,48	1,52
5.4.	Длина имплантата – 11 мм	43,5	19,7	0,30	68,2	0,33	17,7	0,09	50,0	0,35	7,5	0,14	11,5	0,50	1,41
5.5.	Длина имплантата – 13 мм	12,8	25,0	0,23	68,6	0,33	12,8	0,07	42,3	0,30	5,8	0,11	6,4	0,28	1,08
5.6.	Длина имплантата – 15 мм	4,1	33,3	0,18	60,8	0,29	11,8	0,06	41,2	0,29	7,8	0,14	5,9	0,25	1,04

Продолжение Таблицы 22

№	Биомеханические факторы	Доля имплантатов, %	Сохранность исходного состояния		Периимплантатное воспаление		Рецессия десны		Резорбция костной ткани		Поломка конструкции		Удаление имплантатов		Совок. затраты нек., СЗ _н
			%	СЗ _к	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	
	А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И	К	Л	М	Н	О	П
6.	Диаметр имплантата														
6.1.	Диаметр имплантата – 2,5мм	29,1	6,7	1,07	80,3	0,39	22,2	0,12	63,2	0,45	10,0	0,18	12,9	0,56	1,69
6.2.	Диаметр имплантата – 3мм	44,0	17,8	0,41	70,4	0,34	18,4	0,10	53,9	0,38	8,2	0,15	11,7	0,50	1,47
6.3.	Диаметр имплантата – 3,5мм	17,8	28,1	0,21	62,2	0,30	14,7	0,08	49,8	0,35	5,5	0,10	9,7	0,42	1,25
6.4.	Диаметр имплантата – 4мм	9,1	33,3	0,18	58,5	0,28	12,6	0,07	45,9	0,32	2,7	0,05	8,1	0,35	1,07
7.	Узел соединения														
7.1.	Узел соединения – конусный глубокий	56,8	26,4	0,22	64,6	0,31	16,1	0,09	50,3	0,36	6,3	0,11	9,1	0,39	1,26
7.2.	Узел соединения – конусный короткий	41,0	7,0	1,05	78,8	0,38	20,9	0,11	61,3	0,43	9,8	0,18	14,2	0,61	1,71
7.3.	Узел соединения – монолитный имплантат	2,2	0,0	1,46	81,5	0,39	25,9	0,14	66,7	0,47	7,4	0,13	18,5	0,80	1,93
8.	Положение имплантата														
8.1.	Положение имплантата – перпендикулярно альвеолярному гребню	66,9	26,7	0,22	67,2	0,32	17,6	0,09	43,8	0,31	4,5	0,08	6,1	0,26	1,07
8.2.	Положение имплантата – с наклоном к альвеолярному гребню	33,1	0,0	1,46	78,0	0,38	19,8	0,10	78,0	0,55	14,3	0,26	21,9	0,94	2,24

Продолжение Таблицы 22

№	Биомеханические факторы	Доля имплантатов, %	Сохранность исходного состояния		Периимплантатное воспаление		Рецессия десны		Резорбция костной ткани		Поломка конструкции		Удаление имплантатов		Совок. затраты нек., СЭн
			%	СЗ _к	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	
	А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И	К	Л	М	Н	О	П
9.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах														
9.1.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах – 1:1	36,6	24,8	0,24	65,7	0,32	12,5	0,07	51,0	0,36	7,2	0,13	7,1	0,31	1,18
9.2.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах – 1:1,5	41,9	20,7	0,28	68,4	0,33	17,3	0,09	50,8	0,36	6,6	0,12	10,9	0,47	1,37
9.3.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах – 1:2	14,5	0,6	1,43	81,9	0,40	26,5	0,14	63,8	0,45	10,7	0,19	17,5	0,75	1,94
9.4.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах – 1:2,5	7,0	0,0	1,46	88,4	0,43	37,2	0,20	84,8	0,60	11,6	0,21	23,3	1,00	2,44
10.	Наличие окклюзионных супраконтактов на имплантатах														
10.1.	Наличие окклюзионных супраконтактов на имплантатах – да	58,4	1,1	1,40	84,2	0,41	22,4	0,12	77,7	0,55	9,9	0,18	14,7	0,63	1,89
10.2.	Наличие окклюзионных супраконтактов на имплантатах – нет	41,6	41,3	0,14	52,0	0,25	12,6	0,07	23,4	0,17	4,7	0,09	6,7	0,29	0,86

Продолжение Таблицы 22

№	Биомеханические факторы	Доля имплантатов, %	Сохранность исходного состояния		Периимплантатное воспаление		Рецессия десны		Резорбция костной ткани		Поломка конструкции		Удаление имплантатов		Совок. затраты нек., СЗ _н
			%	СЗ _к	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	
А		Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И	К	Л	М	Н	О	П
11.	Замещение дефектов зубного ряда														
11.1.	Замещение дефектов зубного ряда – полное	42,6	39,3	0,15	51,4	0,25	16,8	0,09	41,2	0,29	6,9	0,13	9,2	0,40	1,15
11.2.	Замещение дефектов зубного ряда – неполное	57,4	1,9	1,35	85,4	0,41	19,4	0,10	65,5	0,46	8,4	0,15	12,8	0,55	1,68
12.	Жевательная нагрузка														
12.1.	Жевательная нагрузка – повышенная	28,1	1,2	1,39	83,4	0,40	24,4	0,13	65,1	0,46	11,9	0,22	15,4	0,66	1,87
12.2.	Жевательная нагрузка – оптимальная	59,5	21,7	0,27	67,5	0,33	16,5	0,09	52,2	0,37	6,3	0,11	10,7	0,46	1,36
12.3.	Жевательная нагрузка – пониженная	12,4	36,4	0,16	57,6	0,28	13,2	0,07	46,3	0,33	5,3	0,10	5,3	0,23	1,00
13.	Наличие апроксимальных контактов														
13.1.	Наличие апроксимальных контактов – да	39,6	32,0	0,18	59,9	0,29	9,9	0,05	46,1	0,33	4,9	0,09	8,1	0,35	1,11
13.2.	Наличие апроксимальных контактов – нет	60,4	8,5	0,96	77,9	0,38	23,9	0,13	61,1	0,43	9,6	0,17	13,6	0,59	1,69
14.	Объединение с зубами														
14.1.	Объединение с зубами – да	19,2	0,0	1,46	85,1	0,41	29,8	0,16	78,7	0,56	11,9	0,22	20,4	0,88	2,22
14.2.	Объединение с зубами – нет	80,8	22,1	0,26	67,4	0,33	15,6	0,08	49,5	0,35	6,8	0,12	9,2	0,40	1,28

Продолжение Таблицы 22

№	Биомеханические факторы	Доля имплантатов, %	Сохранность исходного состояния		Периимплантатное воспаление		Рецессия десны		Резорбция костной ткани		Поломка конструкции		Удаление имплантатов		Совок. затраты нек., СЭн
			%	СЗ _к	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	%	З _{ни}	
	А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И	К	Л	М	Н	О	П
15.	Нагрузка														
15.1.	Нагрузка – немедленная	7,6	1,1	1,40	79,6	0,38	31,2	0,17	64,5	0,46	11,8	0,21	19,3	0,83	2,05
15.2.	Нагрузка – ранняя	9,3	10,5	0,84	74,6	0,36	26,3	0,14	59,6	0,42	9,6	0,17	14,9	0,64	1,74
15.3.	Нагрузка – отсроченная	83,1	20,3	0,29	69,5	0,34	16,3	0,09	53,7	0,38	7,2	0,13	10,2	0,44	1,37

Таблица 23 – Экономический эффект от управления рисками наступления нежелательных исходов имплантации в зависимости от исходных биомеханических факторов и затрат на их коррекцию на начальном этапе по группам пациентов

№	Биомеханические факторы	Доля имплантатов, %	Затраты на коррекцию фактора (Ц _ј)	Совокупные затраты за 10 лет			Экономия на снижении рисков		
				комп	неком	средн	комп	неком	средн
	А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И
	Затраты на сохранение (коррекцию) исхода за 10 лет			0,41	1,46	1,25			
	Частота наступления исхода в выборке всего, %	100,0							
	в т. ч. по группам факторов:								
1.	Плотность костной ткани								
1.1.	Плотность костной ткани низкая	32,3	0,25	1,07	1,89	1,73	0,53	0,31	0,35
1.2.	Плотность костной ткани оптимальная	50,3		0,29	1,33	1,13			
1.3.	Плотность костной ткани высокая	17,4		0,18	1,02	0,85			
2.	Объем костной ткани								
2.1.	Объем костной ткани достаточный	22,5		0,47	1,42	1,24			
2.2.	Объем костной ткани недостаточный некомпенсированный	15,5	1,50	1,46	2,21	2,06	-0,30	-0,58	-0,52
2.3.	Объем костной ткани компенсированный костной пластикой	62,0		0,26	1,29	1,08			
3.	Костная пластика								
3.1.	Костная пластика – нет	38,0	1,50	1,21	1,76	1,65	-0,54	-1,11	-1,00
3.2.	Костная пластика – НТР с имплантацией	34,2		0,25	1,37	1,15	0,06	0,21	0,18
3.3.	Костная пластика – предварительная пластика	27,8		0,20	1,15	0,97			

Продолжение Таблицы 23

№	Биомеханические факторы	Доля имплантатов, %	Затраты на коррекцию фактора (Ц _ј)	Совокупные затраты за 10 лет			Экономия на снижении рисков		
				комп	неком	средн	комп	неком	средн
	А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И
4.	Толщина кортикальной кости								
4.1.	Толщина кортикальной кости – 1 мм	65,7	2,00	0,53	1,56	1,36	-1,74	-1,74	-1,74
4.2.	Толщина кортикальной кости – 2 мм	33,4		0,27	1,29	1,09			
4.3.	Толщина кортикальной кости – 3 мм	0,9		0,13	0,57	0,48			
5.	Длина имплантата								
5.1.	Длина имплантата – 5 мм	2,7	1,25	1,46	2,12	1,99	-0,09	-0,54	-0,45
5.2.	Длина имплантата – 7 мм	12,8	1,25	1,08	1,92	1,76	-0,46	-0,74	-0,68
5.3.	Длина имплантата – 9 мм	24,1	1,25	0,57	1,52	1,33	-0,97	-1,14	-1,11
5.4.	Длина имплантата – 11 мм	43,5		0,30	1,41	1,19			
5.5.	Длина имплантата – 13 мм	12,8		0,23	1,08	0,91			
5.6.	Длина имплантата – 15 мм	4,1		0,18	1,04	0,87			
6.	Диаметр имплантата								
6.1.	Диаметр имплантата – 2,5мм	29,1	2,00	1,07	1,69	1,57	-1,11	-1,38	-1,33
6.2.	Диаметр имплантата – 3мм	44,0	2,00	0,41	1,47	1,26	-1,77	-1,60	-1,63
6.3.	Диаметр имплантата – 3,5мм	17,8	2,00	0,21	1,25	1,04	-1,97	-1,82	-1,85
6.4.	Диаметр имплантата – 4мм	9,1		0,18	1,07	0,90			
7.	Узел соединения								
7.1.	Узел соединения – конусный глубокий	56,8		0,22	1,26	1,05			
7.2.	Узел соединения – конусный короткий	41,0	0,10	1,05	1,71	1,58	0,73	0,36	0,43
7.3.	Узел соединения – монолитный имплантат	2,2	2,00	1,46	1,93	1,84	-0,76	-1,33	-1,21

Продолжение Таблицы 23

№	Биомеханические факторы	Доля имплантатов, %	Затраты на коррекцию фактора (Ц _j)	Совокупные затраты за 10 лет			Экономия на снижении рисков		
				комп	неком	средн	комп	неком	средн
	А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И
8.	Положение имплантата								
8.1.	Положение имплантата – перпендикулярно альвеолярному гребню	66,9		0,22	1,07	0,90			
8.2.	Положение имплантата – с наклоном к альвеолярному гребню	33,1	1,40	1,46	2,24	2,08	-0,16	-0,24	-0,22
9.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах								
9.1.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах – 1:1	36,6		0,24	1,18	0,99			
9.2.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах – 1:1,5	41,9		0,28	1,37	1,16			
9.3.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах – 1:2	14,5	0,50	1,43	1,94	1,83	0,64	0,06	0,18
9.4.	Соотношение имплантатов и протезных единиц в несъемных протезах – 1:2,5	7,0	0,50	1,46	2,44	2,25	0,68	0,57	0,59
10.	Наличие окклюзионных супраконтактов на имплантатах								
10.1.	Наличие окклюзионных супраконтактов на имплантатах – да	58,4	0,20	1,40	1,89	1,79	1,06	0,83	0,87
10.2.	Наличие окклюзионных супраконтактов на имплантатах – нет	41,6		0,14	0,86	0,72			

Продолжение Таблицы 23

№	Биомеханические факторы	Доля имплантатов, %	Затраты на коррекцию фактора (Цj)	Совокупные затраты за 10 лет			Экономия на снижении рисков		
				комп	неком	средн	комп	неком	средн
	А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И
11.	Замещение дефектов зубного ряда								
11.1.	Замещение дефектов зубного ряда – полное	42,6		0,15	1,15	0,95			
11.2.	Замещение дефектов зубного ряда – неполное	57,4	2,00	1,35	1,68	1,62	-0,80	-1,47	-1,34
12.	Жевательная нагрузка								
12.1.	Жевательная нагрузка – повышенная	28,1	2,00	1,39	1,87	1,78	-0,88	-1,49	-1,37
12.2.	Жевательная нагрузка – оптимальная	59,5		0,27	1,36	1,14			
12.3.	Жевательная нагрузка – пониженная	12,4		0,16	1,00	0,83			
13.	Наличие апроксимальных контактов								
13.1.	Наличие апроксимальных контактов – да	39,6		0,18	1,11	0,92			
13.2.	Наличие апроксимальных контактов – нет	60,4	0,20	0,96	1,69	1,55	0,58	0,39	0,43
14.	Объединение с зубами								
14.1.	Объединение с зубами – да	19,2	1,00	1,46	2,22	2,07	0,20	-0,06	-0,01
14.2.	Объединение с зубами – нет	80,8		0,26	1,28	1,08			
15.	Нагрузка								
15.1.	Нагрузка – немедленная	7,6	0,50	1,40	2,05	1,92	0,61	0,18	0,26
15.2.	Нагрузка – ранняя	9,3	0,50	0,84	1,74	1,56	0,05	-0,13	-0,10
15.3.	Нагрузка – отсроченная	83,1		0,29	1,37	1,16			

Отсутствие апроксимальных контактов увеличивает затраты на 40,6% (1,55 у.е.з. против 0,92 у.е.з. при наличии апроксимальных контактов протезов на имплантатах).

Мостовидный протез с опорой на имплантат и зуб характеризуется более высокими суммарными затратами в сравнении с протезом только на имплантатах (на 47,8%) – соответственно 2,07 у.е.з. и 1,07 у.е.з.

Немедленная нагрузка имплантата отличается по суммарным затратам от отсроченной на 39,6% (1,92 у.е.з. и 1,16 у.е.з.).

Первичная коррекция неблагоприятных биомеханических условий во время установки имплантатов и протезирования способна сократить суммарные затраты на имплантацию, протезирование и профилактику осложнений относительно ряда биомеханических факторов. В частности, это касается мероприятий по повышению плотности костной ткани (остеопластика, направленная тканевая регенерация), применения имплантатов с глубоким конусным соединением, уменьшения соотношения в мостовидном протезе имплантатов и протезных единиц до 1:2, исключения окклюзионных супраконтактов, обеспечения апроксимальных контактов протезов, соблюдения показаний к немедленной нагрузке имплантатов. Соответствующая экономия колеблется от 0,18 у.е.з. до 0,87 у.е.з., что составляет 14,4–69,6% от суммарных средних затрат.

Таким образом, экономический расчёт продемонстрировал в зависимости от исходных условий биомеханики установленных имплантатов как величину и структуру совокупных затрат на поддержание результатов протезирования, так и экономию затрат при исходном устранении неадекватных биомеханических факторов и роль профилактических мероприятий на этапе эксплуатации протезов (Рисунок 36).



Рисунок 37 – Зависимость совокупных затрат за 10-летний период эксплуатации протезов на имплантатах от биомеханических факторов и комплаентности пациентов

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящее время исчезли всякие сомнения относительно эффективности внутрикостных дентальных имплантатов в качестве опор как несъёмных, так и съёмных протезов [1, 10, 16, 32, 50, 59, 60, 61, 71, 81, 90, 103, 104, 106, 108, 117, 119, 151, 176, 183, 190, 201, 204, 214, 237, 247, 250, 259, 262, 270, 271, 272, 325, 338, 352, 362, 370]. Накоплен большой опыт клинического применения имплантатов, позволивший представить статистический анализ осложнений имплантатов за период от 3 до 10 лет [12, 28, 45, 46, 52, 89, 126, 191, 221, 231, 235, 294, 327, 343].

Проявились типичные осложнения имплантации – хроническое воспаление в периимплантатной десне, которое напрямую связано с последующей резорбцией подлежащей костной ткани [42, 43, 49, 57, 82, 93, 98, 104, 118, 123, 125, 134, 136, 140, 146, 159, 169, 195, 203, 207, 211, 258, 263, 297, 308, 317, 329, 354, 355, 361, 363, 364]. Выявлены этиопатогенетические параллели между такими состояниями как мукозит, периимплантит и пародонтит. Экспрессия пародонтопатогенов характерна для всех перечисленных процессов, что доказано в микробиологических исследованиях; наиболее доступным способом является ПЦР-диагностика. Выработана чёткая позиция о необходимости периодического проведения профессиональной гигиены рта для профилактики периимплантита.

Биомеханические предпосылки неэффективности протезирования на имплантатах привлекли внимание имплантологов значительно позднее [2, 8, 11, 24, 27, 34, 35, 37, 41, 53, 54, 86, 96, 111, 114, 115, 120, 130, 142, 144, 182, 188, 230, 236, 239, 241, 264, 265, 266, 296, 320, 351, 353]. Практикующими стоматологами имплантаты расценивались как аналог зуба; имплантаты часто включались в опоры мостовидного протеза наряду с естественными зубами. С другой стороны, имплантаты часто устанавливались в зоны, где хорошо сохранилась костная ткань, в нарушение показаний к мостовидным протезам и принципам их конструирования.

Биомеханика связана с понятиями прочности и пределов прочности. За пределами организма изучить напряжения от нагрузки в конструкционных

материалах нетрудно с помощью тензометрических исследований. Поскольку в полости рта, конкретно в зубах (имплантатах) и костной ткани, такие исследования практически невозможны, старт биомеханическим исследованиями в имплантологии дало освоение исследователями метода математического моделирования напряжённо-деформированного состояния в тканях и протезах [25, 26, 39, 40, 76, 101, 120, 143, 235, 289]. В симметричных объектах (например, в одиночных имплантатах и по их границе) проще применять плоское моделирование напряжённо-деформированного состояния, в более сложных конструкциях необходимо трёхмерное моделирование. Критерием при этом является предел прочности костной ткани и материалов.

Предыдущие исследования биомеханики имплантатов показали принципиальную особенность НДС в окружающей костной ткани – в связи с отсутствием периодонта и кортикальной лунки напряжения при нагрузке имплантата концентрируются в пришеечной зоне имплантата [17, 32, 75, 135, 256]. Формируется понимание о совокупном вкладе микробиоты и перегрузки периимплантатной костной ткани в последующую её резорбцию и ослабление выносливости имплантата к нагрузке.

На фоне многочисленных исследований микробиологического фактора развития осложнений в состоянии периимплантатных тканей биомеханические факторы изучены фрагментарно, в разных условиях моделирования; практически не проанализированы в клинических условиях биомеханические факторы осложнений при эксплуатации протезов на имплантатах, особенно в отделённые сроки.

Представленное исследование отражает попытку комплексного клинико-экспериментального анализа неадекватных биомеханических факторов в разделе несъёмного протезирования дентальной имплантологии. Биомеханическая и клиническая уязвимость съёмных протезов на имплантатах достаточно известна в имплантологии [16, 32, 244].

В клинической части впервые за длительный период 10 лет проанализированы результаты несъёмного протезирования на дентальных

имплантатах в сопоставлении с биомеханическими условиями эксплуатации протезов. Неблагоприятными биомеханическими условиями в соответствии с теорией несъёмного протезирования в ортопедической стоматологии взяты следующие факторы: плотность костной ткани (низкая, оптимальная, высокая); объем костной ткани (достаточный, недостаточный некомпенсированный, компенсированный костной пластикой); костная пластика (нет, направленная тканевая регенерация с имплантацией, предварительная пластика); толщина кортикальной кости (1 мм, 2 мм, 3 мм); длина имплантата (5 мм, 7 мм, 9 мм, 11 мм, 13 мм, 15 мм); диаметр имплантата (2,5 мм; 3,0 мм; 3,5 мм; 4,0 мм); узел соединения (конусный глубокий, конусный короткий, монолитный имплантат); положение имплантата (перпендикулярно альвеолярному гребню, с наклоном к альвеолярному гребню); соотношение имплантатов и протезных единиц в несъёмных протезах (1:1, 1:1,5, 1:2, 1:2,5); наличие окклюзионных супраконтактов на имплантатах (да, нет); замещение дефектов зубного ряда (полное, неполное); жевательная нагрузка (повышенная, оптимальная, пониженная); наличие апроксимальных контактов (да, нет); объединение с зубами (да, нет); нагрузка (немедленная, ранняя, отсроченная).

Критериями сравнения эффективности протезирования на имплантатах взяты общепринятые состояния периимплантатных тканей: резорбция костной ткани, периимплантатное воспаление, рецессия десны, удаление имплантатов. Добавлен впервые критерий – сохранность исходного состояния периимплантатных тканей. Также проанализирована частота поломок протетических конструкций на имплантатах.

Обследовано состояние 1222 внутрикостных имплантатов у 391 пациента с несъёмными протезами на имплантатах при частичном отсутствии зубов.

Анализ биомеханических условий, в которых в течение 10 лет функционировали имплантаты у обследованных пациентов, впервые показал структуру этих условий. Ряд условий отражает анатомические характеристики воспринимающего костного ложа, в частности, тонкая кортикальная кость, низкая плотность костной ткани (такие условия встречались соответственно у 65,7% и

32,3% имплантатов). Другие условия отражают ятрогенные причины – неиспользование необходимой остеопластики и необходимого количества имплантатов; возможно, из-за несогласия пациентов на показанные и предлагаемые методы предпротезной подготовки; отсутствие систематической окклюзионной коррекции протезов на имплантатах. Среди таких биомеханических условий: отсутствие апроксимальных контактов с соседними зубами или протезами, окклюзионные супраконтакты, неполное замещение дефекта зубного ряда, имплантаты с коротким конусным узлом соединения с абатментом, установка имплантатов с наклоном, узкие имплантаты, повышенная функциональная нагрузка, недостаточное число опорных имплантатов, объединение имплантатов с зубами протезом, недостаточный и некомпенсированный костной пластикой объем костной ткани, установка коротких имплантатов. Частота их выявления следующая: 60,4%, 58,4%, 57,4%, 41,0%, 33,1%, 29,1%, 28,1%, 21,5%, 19,2%, 15,5%, 15,5%. Эти показатели отражают возможности расширения благоприятных биомеханических условий, ориентируясь и используя современные возможности остеопластики для создания благоприятных биомеханических условий функционирования имплантатов.

В клиническом исследовании получены показатели эффективности несъёмных протезов с опорой на дентальные имплантаты, изготовленных 10 лет назад. Пятая часть имплантатов (17,8%) сохраняла в течение десяти лет неизменный уровень костной ткани и не имела воспаления в окружающей десне. Однако, резорбция костной ткани отмечалась у половины имплантатов (55,2%) на фоне хронического воспаления в периимплантатной десне (у 70,8% имплантатов) и частого развития её рецессии (у 18,3% имплантатов). За 10 лет удалены десятая часть имплантатов (11,4% имплантатов).

Эти показатели значительно добавляют ранее опубликованные данные других авторов. Так, в исследованиях А.С. Иванова и соавт. (2018–2024) приводится цифра 20,8% лиц с удалением имплантатов за период 20 лет; по итогам 7-летнего анализа результатов имплантации Р.У. Берсанов (2016) приводит цифру удалений имплантатов 11,6% [16]; Г.Н. Журули (2010) обнаружил удаления

имплантатов при их наклоне в 7 раз чаще [75]. Относительно единичных данных о десятилетней эффективности протезирования на имплантатах можно констатировать определённое улучшение результатов несъёмного протезирования на имплантатах, зафиксированное в настоящем исследовании за 10 лет.

Важен факт, что неизменное состояние костной и десневой ткани на фоне неадекватных биомеханических условий сохранялось значительно реже в сравнении со среднегрупповым показателем, то есть в зависимости от неадекватных условий только у 5–10% имплантатов.

Полученные клинические данные впервые позволили обосновать ранжированный ряд неадекватных биомеханических условий функционирования искусственных коронок и мостовидных протезов с опорой на дентальные имплантаты. Если расположить частоту удаления имплантатов за анализируемый период по убывающей, указанный ряд биомеханических условий формируется в следующей последовательности: частота удаления от 23,3 до 20,4% – недостаточное количество опорных имплантатов в мостовидных протезах, установка имплантатов с наклоном к альвеолярному гребню, недостаточный объем костной ткани, объединение имплантатов и зубов протезной конструкцией; частота удаления от 19,3 до 18,2% – немедленная нагрузка имплантатов, неразборные имплантаты и короткие имплантаты; частота удаления от 15,4 до 12,0% – повышенная функциональная нагрузка, низкая плотность костной ткани, отсутствие костной пластики, супраконтакты протезов на имплантатах, короткий конусный узел соединения с абатментом, отсутствие апроксимальных контактов, узкие имплантаты, неполное замещение зубного ряда, недостаточная толщина кортикальной кости.

По результатам клинического изучения значимости биомеханических факторов на эффективность протезирования на имплантатах сформированы базы данных: «База данных значений прогностического риска неблагоприятного исхода имплантации дентальных имплантатов» (Свидетельство о регистрации базы данных RU 2023621324, заявл. 17.04.2023; опубл. 25.04.2023) [216], «Исходы имплантации в зависимости от биомеханических факторов функционирования

имплантатов» (Свидетельство о регистрации базы данных RU 2023621369, заявл. 17.04.2023; опубл. 02.05.2023) [217].

Впервые разработана феноменологическая модель прогностической многофакторной модели состояния имплантатов в зависимости от исходных биомеханических факторов. Рассчитана вероятность наступления неблагоприятного исхода в зависимости от фактора биомеханического риска. Совокупность всех факторов приводит к высокому уровню риска резорбции костной ткани и периимплантатного воспаления; особенно высок риск (включая удаление имплантатов и поломку протеза) при недостаточном некомпенсированном объёме костной ткани, отсутствии костной пластики, при коротких имплантатах, монолитных имплантатах, установленных с наклоном к альвеолярному гребню, при протяжённом теле мостовидного протеза на имплантатах, при окклюзионных супраконтактах, неполном замещении зубного ряда, повышенной нагрузке на имплантат и при немедленной нагрузке имплантата. Сведённые в единую таблицу с цветовой кодировкой прогнозные данные возможных осложнений при наличии биомеханических факторов риска будут полезны для практикующих стоматологов, помогут избежать риска при планировании имплантации и протезирования. Большинство факторов можно устранить при установке имплантата и в ходе предимплантационной подготовки.

Исходя из предположения, что биомеханические факторы прежде всего ослабляют, перегружая, костную ткань, предпринято сравнительное математическое моделирование функциональных напряжений в костной ткани в разных биомеханических условиях нагрузки. Факторы биомеханического риска удобно анализировать в условиях математического моделирования напряженно-деформированного состояния в интересующих материалах и тканях [99, 113, 157, 205, 267, 289]. В биомеханике имплантатов наиболее уязвимой тканью является костная ткань, поскольку титан имплантатов и керамика коронок являются прочными материалами, а разрушение костной ткани из-за резорбции вследствие перегрузки является одной из причинной удаления имплантатов.

В исследовании использован метод трёхмерного конечноэлементного анализа напряженно-деформированного состояния с помощью программы SolidWorks. Для моделей взяты физико-механические свойства костной ткани (раздельно кортикальной и губчатой кости), титана и керамики [17, 32, 75, 78, 120]. Впервые изучены 12 ситуаций (моделей) неблагоприятных биомеханических условий в сравнении с базовой моделью одиночного имплантата: диаметр имплантата меньше на 30%; длина имплантата меньше на 30%; диаметр и длина имплантата меньше на 30%; плотность кости меньше на 30%; толщина кортикальной кости меньше на 30%; окклюзионный супраконтакт; резорбция периимплантатной кости на 30% или 50%; контакт с костной тканью 50%; угловой абатмент 15° или 30°; увеличение нагрузки на 30%.

Кроме того, впервые изучена биомеханика дефекта зубного ряда (отсутствие трех зубов), замещённого тремя имплантатами. В сравнении с этой моделью изучены 4 неблагоприятных ситуации: отсутствие апроксимальных контактов коронок на имплантатах; неполное замещение дефекта зубного ряда; мостовидный протез на двух имплантатах; мостовидный протез с опорой на имплантат и зуб.

Умеренная нагрузка 150 Н прилагалась в вертикальном или наклонном направлении. Величина напряжений в кости сопоставлялась с пределами прочности кортикальной и губчатой кости (соответственно 150 МПа и 15 МПа). Для понимания величин и картин распределения напряжений у имплантатов изучены модели естественного зуба и сегмента зубного ряда из трех зубов.

В начале математического анализа получены в идентичных базовых моделях сравнительные показатели величины и картин распределения напряжений в костной вокруг зуба и имплантата, сегмента интактного зубного ряда и соответствующего дефекта, замещённого имплантатами. Костная ткань наиболее уязвима при нагрузках, особенно в имплантологии ввиду отсутствия амортизирующего пародонта. По этой причине получена закономерность более выраженных напряжений вокруг имплантатов (до 3 раз) в сравнении с зубом (вокруг зуба вертикально направленная нагрузка обуславливает напряжения в кортикальной костной ткани 5,066 МПа и в губчатой кости 1,382 МПа, а вокруг

имплантата на 108,3% и 202,8% больше; при наклонной нагрузке вокруг зуба указанные костные ткани подвержены напряжениям до 27,909 МПа и 4,375 МПа, а вокруг имплантата – на 259,0% и 219,7% больше.

Увеличение дефекта зубного ряда до трёх зубов и его замещении тремя имплантатами увеличивает напряжения в кортикальной костной ткани замещённого участка на 88,7% и 33,4% при вертикальной и наклонной нагрузках соответственно, на 39,4% и 66,2% в губчатой кости.

Подтверждены закономерности распределения напряжений вокруг имплантатов, отличающиеся от зуба; ввиду отсутствия лунки с амортизатором у имплантата максимальные напряжения концентрируются в кортикальной кости, прилегающей к платформе имплантата. Эта зона получается наиболее уязвимой с биомеханических позиций, тем более что примыкающее периимплантатное мягкотканное пространство является резервуаром воспалительной микрофлоры.

Впервые получен широкий спектр цифрового материала, однозначно иллюстрирующий негативное воздействие неадекватных биомеханических условий нагрузки имплантатов для напряжённо-деформированного состояния костной ткани. Этот цифровой материал сведён в «Базу данных значений максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантата» (Свидетельство о регистрации базы данных RU 2023624865, заявл. 13.12.2023; опубл. 21.12.2023) [218] и «Базу данных значений максимальных интегральных напряжений в костной ткани при замещении дефекта зубного ряда с использованием имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования» (Свидетельство о регистрации базы данных RU 2023624910, заявл. 13.12.2023; опубл. 22.12.2023) [219].

Установлено увеличение напряжений в кортикальной и губчатой кости (соответственно на 27,7% и 21,4%) при уменьшении длины имплантата на 30% (при вертикальной нагрузке). Более выражено увеличение напряжений при уменьшении диаметра имплантата: например, при наклонной нагрузке – на 104,7% в кортикальной кости и на 55,4% в губчатой кости. Естественно ещё большее

увеличение напряжения в кости при одновременном уменьшении длины и диаметра имплантата.

Значимо сказывается на напряжённо-деформированном состоянии костной ткани толщина кортикальной пластины у имплантата: её уменьшение на 30% увеличивает напряжения на 78,2% и 23,4% в кортикальной пластине при вертикальной и наклонной нагрузках и на 21,7% и 13,4% – в губчатой кости. Тем более высоки напряжения при отсутствии кортикальной пластины вследствие её резорбции из-за периимплантита. Так, уже при резорбции на 1/3 длины имплантата в губчатой костной ткани степень увеличения напряжений достигает 87,3% при вертикальной и 272,2% при наклонной нагрузках. Также увеличиваются на 54,6% напряжения в губчатой кости при наклонной нагрузке имплантата с площадью контакта с костью 50%; эта ситуация характерна для немедленной нагрузки имплантата.

Вынужденная повышенная нагрузка имплантата вследствие не полностью замещённого зубного ряда или недостаточного количества опорных имплантатов пропорционально увеличивает напряжения в костных тканях. Например, при неполном замещении зубного ряда напряжения в кортикальной кости увеличиваются не менее чем на 41,6%, в губчатой – на 49,4%. Супраконттакт коронки на имплантате влияет на костную ткань, увеличивая напряжения на 10,0% в кортикальной кости и 14,3% в губчатой кости при наклонной нагрузке.

Размещение имплантата в костной ткани под углом и вынужденное использование в этой ситуации угловых абатментов значительно увеличивает напряжения в кости, например наклон абатмента 30° даёт напряжения на 202,0% выше в сравнении с вертикально расположенным абатментом в кортикальной кости при вертикальной нагрузке и на 72,8% и 18,5% в губчатой кости при вертикальной и наклонной нагрузках.

Разноплановы результаты при вариантах замещения дефекта зубного ряда мостовидными протезами с использованием имплантатов. В сравнении с базовой моделью замещения тремя имплантатами дефекта протяжённостью три зуба мостовидный протез на имплантатах не увеличивает напряжения в окружающей

костной ткани, а мостовидный протез с опорой на имплантат и зуб увеличивает до 79,0%. Этот вывод хорошо коррелирует с данными клиники о непродолжительном функционировании протезов с опорой на зубы и имплантаты.

Определённое значение для напряжений в костной ткани имеет наличие апроксимальных контактов коронок на имплантатах, отсутствие которых повышает напряжения до 30,6%.

Впервые показано прямое сочетание значимости клинических и экспериментальных биомеханических факторов. Близка последовательность факторов по степени воздействия на клиническую эффективность и напряжения в костной ткани.

Впервые проанализирован уровень напряжений в широком перечне биомеханических отклонений в сравнении с пределом прочности кортикальной и губчатой кости. Впервые установлены предельные напряжения в следующих ситуациях (только при наклонной нагрузке): в кортикальной кости – при уменьшении диаметра имплантата; в губчатой кости – при периимплантите с резорбцией кости более 30% длины имплантата, немедленной нагрузке имплантата с отсутствием костного контакта 50% его поверхности, вокруг узких имплантатов, наклоне имплантата или применении абатмента с углом 30°, неполном замещении зубного ряда, наличии мостовидного протеза с опорой на имплантат и зуб.

А.В. Кузнецов (2012) при нормальном положении имплантата показал напряжения в кортикальной кости 9,4 МПа и возрастание напряжений до 84 % при наклоне имплантатов [120]; по данным Г.Н. Журули (2010) обычные напряжения вокруг имплантатов 30,9 МПа, которые удваиваются при наклонной нагрузке [75]. Полученные в настоящем исследовании данные сопоставимы с предыдущими исследованиями, подтверждают негативную роль наклона имплантатов и наклонной нагрузки, резорбции костной ткани на величину максимальных напряжений в кости, однако представленное исследование значительно расширяет напряжённно-деформированные характеристики периимплантатной костной ткани в многочисленных различающихся биомеханических условиях моделирования.

Методика математического моделирования и полученные многочисленные показатели напряжённо-деформированного состояния костной ткани с помощью математического трансполирования и объединения подобных сведений по данным других исследований позволяют расширить биомеханические знания с высокой степенью достоверности, не прибегая к многочисленным вариантам математического моделирования и клинического наблюдения. Такая возможность продемонстрирована на примере трёх исследований клинического и экспериментального характера: в исследовании S. Gupta et al. (2020) имелись сведения по напряжениям только при резорбции костной ткани [316], а в исследовании R. Medina-Galvez et al. (2021) – при отсутствии кортикальной костной пластины [303].

Клиническая эффективность за 10-летний период создала возможность для экономического анализа затрат на лечебно-профилактическое сопровождение пациентов с протезами на имплантатах в зависимости от наличия биомеханических факторов риска их нагрузки, частоты выявления осложнений (требующих разных затрат на их устранение), комплаентности пациентов по соблюдению диспансерных мероприятий. Объём и частота необходимых лечебно-профилактических мероприятий за 10-летний период для расчёта затрат определены из личного опыта автора с привлечением практикующих специалистов кафедры стоматологии Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России.

Впервые рассчитаны совокупные затраты на имплантацию, протезирование и диспансерные мероприятия в расчёте на каждый имплантат с учётом состояния всей совокупности 1222 имплантата за 10-летний период. В среднем они равны 1,25 у.е.з. (от стоимости установки одного имплантата с покрывающей коронкой). Установлена большая разница в этих затратах у комплаентных и недисциплинированных пациентов – соответственно 0,41 у.е.з. и 1,46 у.е.з. В структуре затрат наибольшая часть является следствием удаления имплантатов (33,6%), затем при развитии резорбции кости и воспаления десны (соответственно 26,7% и 23,3%).

В исследовании впервые показана корреляция неадекватных биомеханических факторов установки, нагрузки имплантатов и совокупных затрат на коррекцию возникающих осложнений, в частности, повышение не менее чем на треть средних затрат при низкой плотности костной ткани, недостаточном объёме костной ткани, коротких, узких и наклонных имплантатов, соотношении имплантатов и протезных единиц свыше 1:2, окклюзионных супраконтактов, включении зуба в опору мостовидного протеза на имплантате, немедленной нагрузке имплантатов (соответственно на 34,7%, 39,8%, 39,2%, 33,8%, 56,7%, 36,6%, 40,6%, 47,8%, 39,6%) [80].

Впервые удалось рассчитать имеющуюся экономию совокупных затрат, возникающих за 10-летний период эксплуатации протезов на имплантатах, если проводится первичная коррекция неблагоприятных биомеханических факторов, таких как: повышение плотности костной ткани путём остеопластических методик, направленная тканевая остеорегенерация, использование имплантатов с глубоким конусным узлом соединения, уменьшение соотношения имплантатов и протезных единиц до 1:2, исключение окклюзионных супраконтактов и обеспечение апроксимальных контактов протезов на имплантатах, соблюдение показаний к немедленной нагрузке. Экономия колеблется от 0,18 у.е.з. до 0,87 у.е.з., что составляет 14,4–69,6% от суммарных средних затрат.

Таким образом, проведённое исследование объединило отдалённые результаты клинического применения дентальных имплантатов с биомеханическими условиями функционирования имплантатов; показало с помощью математического анализа причины снижения эффективности протезирования на имплантатах в неадекватных биомеханических условиях, заключающиеся в перегрузке окружающей имплантат костной ткани; выявило отдалённые экономические последствия первичной коррекции неблагоприятных биомеханических факторов и профилактики возможных осложнений в условиях биомеханических факторов риска, в том числе у комплаентных пациентов и при отсутствии необходимой диспансеризации.

ВЫВОДЫ

1. Функционирование несъёмных протезов на внутрикостных имплантатах часто происходит в неадекватных биомеханических условиях: тонкая кортикальная кость (65,7% имплантатов), отсутствие апроксимальных контактов с соседними зубами или протезами (60,3%), окклюзионные супраконтакты (58,4%), неполное замещение дефекта зубного ряда (57,3%), имплантаты с коротким конусным узлом соединения с абатментом (41,0%), установка имплантатов с наклоном (33,1%), низкая плотность костной ткани (32,3%), узкие и короткие имплантаты (29,1% и 15,5%), повышенная функциональная нагрузка (28,1%), недостаточное число опорных имплантатов (21,5%), объединение имплантатов с зубами протезом (19,2%), недостаточный и некомпенсированный костной пластикой объем костной ткани (15,5%).

2. Состояние внутрикостных имплантатов и фиксированных к ним несъёмных зубных протезов через 10 лет функциональной нагрузки характеризуется изменениями в периимплантатных тканях: резорбцией костной ткани у 55,2% имплантатов, хроническим воспалением десны и ее рецессией – соответственно у 70,8% и 18,3%; удалением 11,4% имплантатов. 17,8% установленных имплантатов в течение 10 лет сохраняют первоначальное состояние десны и уровень костной ткани.

3. По критерию удаления имплантатов в течение 10 лет неадекватные биомеханические факторы располагаются в последовательности: недостаточное количество опорных имплантатов в мостовидных протезах, установка имплантатов с наклоном к альвеолярному гребню, недостаточный объем костной ткани, объединение имплантатов и зубов протезной конструкцией (частота удаления имплантатов при сроке контроля 10 лет от 23,3% до 20,4%), немедленная нагрузка имплантатов, неразборные имплантаты и короткие имплантаты (частота удаления имплантатов 19,3% и 18,2%), повышенная функциональная нагрузка, низкая плотность костной ткани, отсутствие костной пластики, супраконтакты протезов на имплантатах, короткий конусный узел соединения с абатментом, отсутствие

апроксимальных контактов, узкие имплантаты, неполное замещение зубного ряда, недостаточная толщина кортикальной кости (частота удаления имплантатов от 15,4% до 12,0%).

4. Исходное состояние костной ткани и периимплантатной десны через 10 лет характерно не более, чем для 5–10% имплантатов с отсутствием остеопластики, коротких и узких имплантатов, с коротким конусным соединением с абатментом, в костной ткани низкой плотности, при отсутствии апроксимальных контактов протезов на имплантатах и практически не сохраняется у имплантатов в условиях неполного замещения дефекта зубного ряда, недостаточного числа имплантатов, окклюзионных супраконтактов, наклона имплантатов, объединения имплантатов с зубами, недостаточного объема костной ткани.

5. Вертикально направленная нагрузка на зуб обуславливает напряжения в кортикальной костной ткани 5,066 МПа и в губчатой кости 1,382 МПа. Наклонная нагрузка увеличивает соответствующие напряжения до 27,909 МПа и 4,375 МПа. Костная ткань вокруг имплантата испытывает более значимые напряжения в сравнении с зубом: на 108,3% в кортикальной и 202,8% в губчатой кости при вертикальной нагрузке; на 259,0% и 219,7% при наклонной нагрузке. Замещение частичного дефекта зубного ряда дентальными имплантатами увеличивает напряжения в кортикальной костной ткани замещённого участка на 88,7% и 33,4% при вертикальной и наклонной нагрузках соответственно, на 39,4% и 66,2% в губчатой кости.

6. Уменьшение длины имплантатов на 30% увеличивает напряжения только при вертикальной нагрузке: в кортикальной кости на 27,6%, в губчатой кости на 21,4%; соответствующее уменьшение диаметра имплантата при вертикальной нагрузке увеличивает напряжения в кортикальной кости на 89,6%, при наклонной нагрузке – на 104,7%; в губчатой кости – только при наклонной нагрузке на 55,4%. Одновременное уменьшение длины и диаметра имплантата увеличивает при вертикальной нагрузке напряжения на 68,5% в кортикальной и на 45,9% в губчатой кости, при наклонной нагрузке – на 80,2% и 65,0% в кортикальной и губчатой кости соответственно.

7. Увеличение нагрузки имплантата на 30% пропорционально увеличивает напряжения в кортикальной и губчатой кости. Степень увеличения напряжений в кортикальной костной ткани при супраконтакте коронки на имплантате составляет 9,5% при вертикальной нагрузке и 10,0% при наклонной; в губчатой кости соответственно 24,0% и 14,3%. Нагрузка имплантатов с угловым абатментом (15°) увеличивает напряжения в кортикальной кости на 69,2% при вертикальной нагрузке и в губчатой кости – при вертикальной и наклонной нагрузках (соответственно на 35,2% и 9,4%). Увеличение наклона абатмента до 30° увеличивает напряжения в указанных тканях и направлениях нагрузки на 202,0%, 72,7%, 18,5% соответственно.

8. Уменьшение толщины кортикальной кости на 30% увеличивает напряжения в кортикальной кости при вертикальной и наклонной нагрузках (соответственно на 78,2% и 23,4%), а также в губчатой кости (соответственно на 21,7% и 13,4%). При резорбции костной ткани на треть длины имплантата снижаются напряжения в сохранившейся кортикальной кости при вертикальной и при наклонной нагрузке; в то же время значительно увеличиваются напряжения в губчатой кости – на 87,3% при вертикальной и на 272,2% при наклонной нагрузках. При резорбции костной ткани на половину длины имплантата эта закономерность усугубляется. Недостаточная площадь костного контакта (немедленная нагрузка имплантата) увеличивает напряжения только в губчатой кости при наклонной нагрузке (на 54,6%).

9. В сравнении с базовой моделью замещения дефекта зубного ряда имплантатами мостовидный протез на имплантатах увеличивает напряжение в окружающей костной ткани в пределах 10,0%, отсутствие апроксимальных контактов коронок на имплантатах – до 30,6%, неполное замещение зубного ряда – до 49,4%, мостовидный протез с опорой на имплантат и зуб – до 79,0%.

10. Превышение пределов прочности периимплантатной костной ткани при наличии биомеханических факторов риска регистрируется только при наклонной нагрузке: в кортикальной кости – при уменьшении диаметра имплантата; в губчатой кости – при периимплантите с резорбцией кости более 30% длины

имплантата, немедленной нагрузке имплантата с отсутствием костного контакта 50% его поверхности, вокруг узких имплантатов, наклоне имплантата или применении абатмента с углом 30° , неполном замещении зубного ряда, наличии мостовидного протеза с опорой на имплантат и зуб.

11. Совокупные затраты на сохранение и коррекцию состояния имплантатов и периимплантатных тканей за 10-летний период составляют 1,25 стоимости установки одного имплантата с покрывающей коронкой. При этом затраты у комплаентных пациентов в 3 раза ниже в сравнении с пациентами, не соблюдающими диспансерные мероприятия по профилактике воспалительных и окклюзионных осложнений (соответственно 0,41 против 1,46). С учётом частоты выявления осложнений в состоянии периимплантатных тканей за 10-летний период структура совокупных затрат на коррекцию осложнений составляет 23,3% при развитии воспаления, 6,9% – рецессии десны, 26,7% – резорбции костной ткани, 9,6% – поломке конструкции, 33,6% – удалении имплантата.

12. Неблагоприятные биомеханические факторы существенно повышают совокупные затраты на коррекцию осложнений в состоянии периимплантатных тканей: низкая плотность костной ткани – на 34,7%, недостаточный объём костной ткани – 39,8%, недостаточная толщина кортикальной кости – 19,8%, короткие или узкие имплантаты – соответственно 39,2% и 33,8%, наклонные имплантаты – 56,7%, соотношение имплантатов и протезных единиц свыше 1:2 – 36,6%, окклюзионные супраконтакты – 40,6%, мостовидный протез с опорой на имплантат и зуб – 47,8%, немедленная нагрузка имплантатов – 39,6%.

13. Первичная коррекция ряда неблагоприятных биомеханических факторов обуславливает через 10 лет экономию совокупных затрат на имплантацию, протезирование и профилактические мероприятия (повышение плотности костной ткани путём остеопластических методик, направленная тканевая остеорегенерация, использование имплантатов с глубоким конусным узлом соединения, уменьшение соотношения имплантатов и протезных единиц до 1:2, исключение окклюзионных супраконтактов и обеспечение апроксимальных контактов протезов на имплантатах, соблюдение показаний к немедленной нагрузке).

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Прогностическая многофакторная модель состояния имплантатов в зависимости от исходных биомеханических факторов рекомендуется использовать при планировании количества, размеров, мест и методики установки внутрикостных дентальных имплантатов для опоры несъёмных протезов.
2. Данные о параметрах напряжённо-деформированного состояния периимплантатной костной ткани, «База данных значений максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантата» и «База данных значений максимальных интегральных напряжений в костной ткани при замещении дефекта зубного ряда с использованием имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования» целесообразно использовать при разработке компьютерных программ персонифицированного анализа биомеханики протетических конструкций на дентальных имплантатах.
3. Для профилактики перегрузки периимплантатной костной ткани не рекомендуется:
 - применение имплантатов диаметром менее 3 мм;
 - установка имплантатов с наклоном 30° и более;
 - применение абатментов с углом наклона 30°;
 - немедленная нагрузка имплантатов с отсутствием костного контакта 50% его поверхности;
 - нагрузка имплантатов при периимплантите с резорбцией кости более 30% длины имплантата.
4. Для обеспечения экономической эффективности протезирования на имплантатах целесообразна коррекция неблагоприятных биомеханических условий имплантации на начальном этапе комплексного лечения.
5. Для снижения затрат на устранение осложнений протезирования на имплантатах, функционирующих в неблагоприятных биомеханических условиях,

обязательна регулярная профилактика развития воспалительных и окклюзионных нарушений.

6. При обсуждении с пациентами плана ортопедического лечения на имплантатах в целях мотивации к адекватному объёму лечебно-профилактических мероприятий рекомендуется использовать изложенные в исследовании данные экономических расчётов затрат на отдалённых сроках пользования протезами.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

- КСИ – коэффициент стабильности имплантата
- МКЭ – метод конечных элементов
- НДС – напряжённно-деформированное состояние
- НТР – направленная тканевая регенерация
- ОМС – обязательное медицинское страхование
- ПЦР – полимеразная цепная реакция
- СЗ – совокупные затраты
- у.е.з. – условные единицы затрат
- НУ – условные единицы по шкале Хаунсфилд
- IL – интерлейкин
- MIP – макрофагальный белок воспаления
- ММР – матриксная металлопротеиназа
- РЕЕК – полиэфирэфиркетон
- ТИМР – тканевой ингибитор металлопротеиназы

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Азарин, Г.С. Оптимизация исходов непосредственного имплантационного зубного протезирования протяженными замещающими конструкциями в ближайшие и отдаленные сроки: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Азарин Георгий Сергеевич; ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава России. – Нижний Новгород, 2017. – 241 с.
2. Алескеров, Э.Ш. Эффективность комплексного лечения дентального периимплантита с применением метода фотодинамической терапии: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Алескеров Эльчин Шахин оглы; ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2022. – 136 с.
3. Амхадова, М.А. Роль мягких тканей в формировании функциональной эстетики вокруг цельных и разборных дентальных имплантатов, установленных по одноэтапному протоколу. Сравнительный анализ / М.А. Амхадова, А.М. Фролов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 3–4 (53–54). – С. 71–78.
4. Анализ выраженности микробной адгезии на поверхности титанового сплава для дентальных имплантов / М.В. Яковлев, О.А. Шулятникова, А.П. Годовалов [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 3–4 (49–50). – С. 39–42.
5. Анализ прочности элементов моделей с естественными зубами и искусственными коронками с цементной и винтовой фиксацией с опорой на дентальные имплантаты методом конечных элементов / Р.Ш. Гветадзе, А.А. Стрекалов, Е.Л. Стрекалова [и др.] // Институт стоматологии. – 2021. – № 3 (92). – С. 80–83.
6. Анализ трудовых и материальных затрат при ортопедическом лечении пациентов с дефектами зубных рядов / Т.Н. Новоземцева, Р.С. Заславский, Е.Е. Олесов, Д.И. Морозов, Е.В. Глазкова // Российский стоматологический журнал. – 2018. – Т. 22. – № 4. – С. 206–209.

7. Анализ трудовых и финансовых затрат при производстве облицованных керамикой коронок с разной технологией изготовления каркасов / Е.Е. Олесов, Т.Н. Новоземцева, А.Е. Олесов, Р.С. Заславский, О.С. Каганова // *Стоматолог. Минск.* – 2017. – № 1 (24). – С. 70–75.
8. Андреева, С.Н. Обоснованный риск и причинение вреда здоровью при использовании в лечении методов дентальной имплантации / С.Н. Андреева, И.В. Золотницкий, Г.А. Воложин // *Российская стоматология.* – 2023. – Т. 16. – № 2. – С. 8–12.
9. Апоян, А.А. Сохранение объема альвеолярной кости путем использования фрагментов удаленных зубов для отсроченной дентальной имплантации: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Апоян Ашот Араратович; ФГБУ НМИЦ «ЦНИИС и ЧЛХ» Минздрава России. – Москва, 2021. – 134 с.
10. Апресян, С.В. Комплексное цифровое планирование стоматологического лечения: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Апресян Самвел Владиславович; ФГБУ НМИЦ «ЦНИИС и ЧЛХ» Минздрава России. – Москва, 2020. – 218 с.
11. Арзуканян, А.В. Оптимизация протокола гигиенического ухода за полостью рта у пациентов с заболеваниями слизистой оболочки: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Арзуканян Алина Владимировна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2021. – 134 с.
12. Аришкова, В.В. Особенности дентальной имплантации у пациентов после лучевой и химиотерапии: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Аришкова Владлена Владиславовна; ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2019. – 142 с.
13. Ашуров, Г.Г. Оценка качества стоматологического аспекта здоровья больных с разнонаправленными межсистемными нарушениями при использовании ортопедических протезов на внутрикостных имплантатах / Г.Г. Ашуров, М.Ш. Султанов, И.С. Амхадов // *Российский вестник дентальной имплантологии.* – 2021. – № 1–2 (51–52). – С. 61–66.

14. Багрянцева, Н.В. Совершенствование методов временного протезирования пациентов с частичной и полной потерей зубов на этапах дентальной имплантации: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Багрянцева Наталья Владимировна; ФГАОУ ВО «Крымский федеральный университет им. В.И. Вернадского». – Нижний Новгород, 2020. – 225 с.
15. Баскова, А.В. Особенности планирования дентальной имплантации в «зоне улыбки» у пациентов с различной мотивационной направленностью: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология; 19.00.04 – Медицинская психология / Баскова Анастасия Вадимовна; ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2017. – 150 с.
16. Берсанов, Р.У. Функциональная и экономическая эффективность современных методов ортопедической реабилитации больных с частичной и полной адентией: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Берсанов Руслан Увайсович; ГБОУ ВПО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России. – Москва, 2016. – 379 с.
17. Бесяков, В.Р. Экспериментально-клиническое исследование биомеханики внутрикостных имплантатов с использованием трехмерного математического моделирования: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 – Стоматология / Бесяков Виталий Рувимович; Новосибирская государственная медицинская академия. – Новосибирск, 2000. – 20 с.
18. Биомеханика короткого дентального имплантата в костной ткани нижней челюсти / А.М. Цициашвили, А.С. Силантьев, А.М. Панин, С.Д. Арутюнов // Стоматология. – 2019. – Т. 98. – № 6–2. – С. 33–36.
19. Биомеханика несъемного протеза на имплантатах при полном отсутствии зубов на верхней челюсти / В.Н. Олесова, Д.А. Бронштейн, Н.А. Узунян, Р.С. Заславский, А.Я. Лернер, К.В. Шматов // Стоматология. – 2018. – Т. 97. – № 6. – С. 53–56.
20. Биомеханическая зависимость эффективности несъемного протезирования при полном отсутствии зубов от количества и топографии опорных имплантатов / Н.А. Узунян, К.В. Шматов, С.А. Лобанов, Р.С. Заславский, И.В. Кобзев,

П.А. Захаров // Стоматология славянских государств: сборник трудов X Международной научно-практической конференции, посвящённой 25-летию ЗАО «ОЭЗ «ВладМиВа». – Белгород, 2017. – С. 349–351.

21. Биомеханические проблемы цементной фиксации искусственных коронок на имплантатах / Н.А. Узунян, А.Я. Лернер, С.А. Лобанов, Р.С. Заславский, К.В. Шматов, И.В. Кобзев // Журнал научных статей Здоровье и образование в XXI веке. – 2017. – Т. 19. – № 11. – С. 113–117.

22. Биомеханические риски опоры мостовидного протеза на зуб и имплантат / Р.С. Заславский, С.И. Абакаров, Е.Е. Олесов, П.В. Кащенко // Актуальные вопросы профилактики и лечения заболеваний полости рта. Сборник статей научно-практической конференции стоматологов ФМБА России. – Москва, 2024. – С. 78–81.

23. Биомеханические факторы риска при опоре мостовидного протеза на зубы и имплантаты / Э.А. Олесова, Р.С. Заславский, С.И. Абакаров, М.Б. Агами // Стоматология славянских государств: сборник трудов XVI Международной научно-практической конференции, приуроченной к 75-летию Заслуженного врача Российской Федерации, доктора медицинских наук, профессора А.В. Цимбалистова. – Белгород, 2023. – С. 17–19.

24. Биомеханический анализ капы, изготовленной из полиамида, армированного наноразмерным диоксидом титана / В.О. Гридина, Г.И. Рогожников, Ю.В. Каракулова [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23. – № 1. – С. 79–87.

25. Биомеханическое моделирование зубоальвеолярного сегмента при нагрузках разного направления / Р.С. Заславский, И.В. Кобзев, Э.А. Олесова, Р.Д. Каирбеков // Актуальные вопросы стоматологии. Сборник научных трудов, посвященный основателю кафедры ортопедической стоматологии КГМУ, Профессору Исаак Михайловичу Оксману. – Казань, 2023. – С. 293–296.

26. Биомеханическое сравнение керамических, титановых и хромкобальтовых штифтовых вкладок при замещении посттравматических дефектов зуба /

В.Н. Олесова, А.С. Иванов, Е.Е. Олесов, А.С. Романов, Р.С. Заславский // Медицина катастроф. – 2022. – №1. – С. 53–58.

27. Биомодель костной ткани и ксеногенного костного трансплантата: механические свойства / А.М. Цициашвили, А.М. Панин, С.Д. Арутюнов [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2019. – Т. 23. – № 6. – С. 254–262.

28. Богатов, Е.А. Ортопедическое лечение пациентов с концевыми дефектами зубных рядов с использованием индивидуальных формирователей десны с опорой на дентальные имплантаты: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Богатов Евгений Алексеевич; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2020. – 127 с.

29. Богатов, Е.А. Снижение избыточной окклюзионной нагрузки на дентальный имплантат в целях предотвращения осложнений ортопедического лечения / Е.А. Богатов, А.С. Утюж, А.О. Зекий // Теория и практика современной науки. Сборник статей Международной научно-практической конференции: в 2 ч. – Часть 1.– Пенза, 2020. – С. 150–152.

30. Бороздкин, Л.Л. Разработка и применение модифицированной биорезорбируемой мембраны на полимерной основе, обработанной гидрозолю наночастиц серебра: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7 Стоматология / Бороздкин Леонид Леонидович; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2022. – 139 с.

31. Бочаров, П.П. Теория вероятностей и математическая статистика / П.П. Бочаров, А.В. Печинкин. – 2-е изд. – Москва: ФИЗМАТЛИТ, 2005. – 295 с. – ISBN: 5-9221-0633-3. – Текст: непосредственный.

32. Бронштейн, Д.А. Несъемное протезирование при полном отсутствии зубов с использованием внутрикостных имплантатов в фронтальном отделе челюстей (клинические, биомеханические и экономические аспекты): дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Бронштейн Дмитрий Александрович; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2018. – 316 с.

33. Брутян, Л.А. Совершенствование методов диагностики и ортопедического лечения пациентов с генерализованным декомпенсированным повышенным стиранием зубов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Брутян Лилит Аваговна; ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2019. – 239 с.
34. Булычева, Д.С. Обоснование новых методов диагностики и лечения пациентов с повышенным стиранием зубов: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7 Стоматология / Булычева Дарья Сергеевна; ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Самара, 2022. – 159 с.
35. Быковская, Т.В. Совершенствование методов лечения пациентов с внутренними нарушениями ВНЧС: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Быковская Татьяна Владимировна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2021. – 125 с.
36. Вайц, Т.В. Клинико-лабораторный мониторинг окклюзионной поверхности зубов при оперативно-восстановительном лечении с использованием компьютерных технологий у лиц молодого возраста: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7 Стоматология / Вайц Татьяна Владимировна; ФГБОУ ВО ПГМУ им. академика Е.А. Вагнера Минздрава России. – Москва, 2021. – 159 с.
37. Вайц, Т.В. Оценка комплексного подхода к восстановлению окклюзионной поверхности коронковой части зуба с помощью компьютерной технологии / Т.В. Вайц // Клиническая стоматология. – 2021. – Т. 24. – № 3. – С. 6–11.
38. Величина и распределение напряжений в титановом дентальном имплантате и покрывающей конструкции при функциональных нагрузках / М.Р. Берсанова, Е.Е. Олесов, Р.С. Заславский, Р.У. Берсанов, З.С.С. Хубаев // Российский вестник дентальной имплантации. – 2023. – № 4 (62). – С. 3–10.
39. Влияние клинических биомеханических условий на напряженно-деформированное состояние дентальных имплантатов и окружающей костной ткани. Часть I. Одиночный имплантат, вертикальная нагрузка / Р.С. Заславский, В.Н. Олесова, И.В. Кобзев, Е.Е. Олесов, П.В. Кащенко, В.Ф. Лосев, М.С. Гришков,

В.В. Микрюков // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2022. – № 1–2 (55–56). – С. 37–44

40. Влияние резорбции периимплантатной костной ткани на её напряженное состояние при функционировании имплантата / А.С. Иванов, В.Н. Олесова, М.Н. Перельмутер [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 1–2 (51–52). – С. 10–15.

41. Возможности диагностики и комплексного лечения пациентов с дисфункциями височно-нижнечелюстного сустава / М.А. Постников, А.М. Нестеров, Д.А. Трунин [и др.] // Клиническая стоматология. – 2020. – № 1 (93). – С. 60–63.

42. Возможность получения костного аутотрансплантата с небной поверхности альвеолярного отростка верхней челюсти для устранения ограниченных костных дефектов / Т.В. Брайловская, А.Г. Надточий, А.К. Гаджикулиева, З.М. Абаев // Стоматология. – 2023. – Т. 102. – № 5. – С. 40–49.

43. Вокулова, Ю.А. Методика оценки точности установки зубных имплантатов с применением цифровых технологий / Ю.А. Вокулова, Е.Н. Жулев // Сибирское медицинское обозрение. – 2022. – № 1 (133). – С. 59–65.

44. Волковой, О.А. Клинические и социологические подходы к обоснованию имплантационного зубного протезирования в условиях сочетания неблагоприятных факторов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Волковой Олег Андреевич; ФГБОУ ВО ТГМУ Минздрава России. – Великий Новгород, 2018. – 164 с.

45. Воронин, А.Н. Клинико-функциональное обоснование формирования контура мягких тканей в области дентальных имплантатов с использованием CAD/CAM технологий: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Воронин Александр Николаевич; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2020. – 161 с.

46. Воспалительные осложнения в состоянии периимплантных тканей и их причины по результатам анкетирования врачей стоматологов / Р.С. Заславский,

А.С. Иванов, М.Я. Саламов, Е.Е. Олесов, С.А. Заславский // *Стоматология для всех*. – 2021. – № 3 (96). – С. 12–15.

47. Выявляемость биомеханических факторов риска у пациентов с несъёмными протезами на дентальных имплантатах / Р.С. Заславский, В.Н. Олесова, П.В. Кашенко, М.С. Гришков, Е.Е. Олесов, В.В. Микрюков // *Российский стоматологический журнал*. – 2023. – Т. 27. – № 3. – С. 165–169.

48. Гарибян, Э.А. Сравнительный анализ хирургических методов увеличения ширины кератинизированной прикрепленной десны у пациентов при устранении рецессий: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – *Стоматология* / Гарибян Эдгар Артурович; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2020. – 171 с.

49. Гарунов, М.М. Ремоделирование периимплантной зоны челюстной кости при дентальной имплантации (клинико-экспериментальное исследование): дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7 *Стоматология* / Гарунов Муса Магомедович; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2022. – 160 с.

50. Гветадзе, Р.Ш. Анализ осложнений при использовании несъёмных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах верхней и нижней челюстей (клинико-рентгенологическое исследование) (часть II) / Р.Ш. Гветадзе, А.А. Стрекалов // *Институт стоматологии*. – 2021. – № 1 (90). – С. 28–29.

51. Гветадзе, Р.Ш. Влияние морфологических параметров естественных зубов и несъёмных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты на время окклюзии / Р.Ш. Гветадзе, А.А. Стрекалов // *Стоматология*. – 2021. – Т. 100. – № 2. – С. 60–63.

52. Гветадзе, Р.Ш. Сравнительный анализ степени колонизации микроорганизмов на поверхности индивидуальных формирователей десны / Р.Ш. Гветадзе, Н.А. Дмитриева, А.Н. Воронин // *Институт стоматологии*. – 2019. – № 3 (84). – С. 30–31.

53. Гималетдинова, А.М. Клинико-экспериментальное обоснование лечения дефектов твердых тканей зубов при повышенном стирании: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Гималетдинова Альбина Махмутовна; ФГБОУ ВО «Башкирский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Казань, 2019. – 139 с.
54. Гридина, В.О. Повышение эффективности профилактики, диагностики и лечения повышенной стираемости твердых тканей зубов у пациентов с гипертонусом жевательных мышц (экспериментальное исследование): дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Гридина Виолетта Олеговна; ФГБОУ ВО ПГМУ им. академика Е.А. Вагнера Минздрава России. – Пермь, 2021. – 182 с.
55. Гриненко, Э.В. Системный подход к разработке программы профессиональной гигиены полости рта у пациентов с сахарным диабетом: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Гриненко Элеонора Викторовна; ФГБОУ ВО «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова» Минздрава России. – Санкт-Петербург, 2021. – 178 с.
56. Гришкова, Н.О. Экспериментально-клиническое и экономическое сравнение технологий изготовления искусственных зубных коронок: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Гришкова Надежда Олеговна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2017. – 144 с.
57. Гусарина, Е.И. Диагностика и лечение заболеваний пародонта у пациентов с зубочелюстными аномалиями (клинико-лучевое исследование): дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология; 3.1.25. Лучевая диагностика / Гусарина Елена Ивановна; ФГБВОУ ВО «Военно-медицинская академия имени С.М. Кирова» Министерства обороны Российской Федерации. – Санкт-Петербург, 2020. – 191 с.
58. Давтян, А.М. Биомеханика жесткого замкового крепления бюгельного протеза (экспериментально-клиническое исследование): дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 – Стоматология / Давтян Александр Мартунович; Институт повышения квалификации федерального управления медико-биологических и экстремальных проблем. – Москва, 2002. – 99 с.

59. Дениев, А.М. Дентальная имплантация после реконструктивных операций с применением ревааскуляризованных аутотрансплантатов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Дениев Абдаллах Магомедович; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2019. – 220 с.
60. Дентальная имплантация в области ретенированных и дистопированных зубов / А.М. Аванесов, Ю.Г. Седов, Э.Н. Дадашов [и др.] // Стоматология. – 2023. – Т. 102. – № 4. – С. 70–75.
61. Дентальная имплантация при атрофии кости с применением техник закрытого синус-лифтинга и остеоденсификации с трехслойным блоком из области бугра верхней челюсти: клинический случай / В.А. Бадалян, Э.А. Левонян, А.А. Бегларян [и др.] // Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26. – № 2. – С. 126–131.
62. Дентальная имплантация: национальное руководство / Под ред. академика РАН А.А. Кулакова; ЦНИИС и ЧЛХ. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2022. – 399 с. – ISBN: 978-5-9704-7326-9. – Текст: непосредственный.
63. Дзуев, Б.Ю. Сравнительное исследование клинико-экономической эффективности внутриротовых и лабораторных реставраций зубов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Дзуев Беслан Юрьевич; Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства. – Москва, 2010. – 95 с.
64. Диоксид циркония как современный материал для зубных протезов и имплантатов / А.С. Иванов, Д.В. Мартынов, В.Н. Олесова, Р.С. Заславский, К.В. Шматов, А.Я. Лернер, Д.И. Морозов // Российский стоматологический журнал. – 2019. – Т. 23. – № 1. – С. 4–6.
65. Дмитриев, А.Ю. Клинико-лабораторное обоснование эффективности профилактических мероприятий при ортопедическом лечении с использованием имплантатов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Дмитриев Андрей Юрьевич; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2018. – 132 с.
66. Довбнев, В.А. Медико-экономическое обоснование повышения уровня стоматологической помощи военным пенсионного возраста (на примере

Московского военного гарнизона): дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 – Стоматология / Довбнев Владимир Алексеевич; Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства. – Москва, 2009. – 109 с.

67. Долидзе, Т.Т. Биомеханическое обоснование замковых креплений в мостовидных протезах с опорой на зубы и внутрикостные имплантаты: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 – Стоматология / Долидзе Тамара Тамазиевна; Институт повышения квалификации Федерального Управления Медико-биологических и экспериментальных проблем при МЗ РФ. – Москва, 2000. – 129 с.

68. Дорожкина, Е.Г. Комплексный подход к диагностике и лечению краниомандибулярной дисфункции у пациентов с частичным отсутствием зубов: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Дорожкина Екатерина Геннадьевна; ФГАОУ ВО «Крымский федеральный университет имени В.И. Вернадского». – Волгоград, 2021. – 122 с.

69. Дурново, Е.А. Создание цифрового шаблона как этап реализации персонифицированного подхода в реконструктивной хирургии альвеолярного гребня челюстей / Е.А. Дурново, А.И. Корсакова, Н.Е. Хомутишникова // Медицинский альманах. – 2022. – № 2 (71). – С. 55–62.

70. Дыгов, Э.А. Эффективность лечения и профилактики заболеваний периимплантатной зоны у пациентов с протетическими конструкциями: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Дыгов Эльдар Анатольевич; ФГБОУ ВО «Волгоградский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Волгоград, 2017. – 167 с.

71. Дьякова, М.В. Разработка метода немедленной имплантации в эстетической зоне при дефиците костной ткани: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Дьякова Мария Васильевна; ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ Минздрава России. – Саратов, 2018. – 175 с.

72. Дьяченко, Д.Ю. Обоснование разработки и применения экзоскелета при переломах нижней челюсти: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Дьяченко Денис Юрьевич; ФГБОУ ВО «Волгоградский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Волгоград, 2021. – 143 с.

73. Елфимова, Н.В. Применение техники дентоальвеолярной реконструкции при немедленной имплантации в эстетически значимой зоне: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Елфимова Наталья Владимировна; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2021. – 158 с.
74. Жаров, А.В. Клинико-функциональное и биомеханическое обоснование восстановления керамическими вкладками боковых зубов при множественном кариесе: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Жаров Александр Валерьевич; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2018. – 138 с.
75. Журули, Г.Н. Биомеханические факторы эффективности внутрикостных стоматологических имплантатов (экспериментально-клиническое исследование): дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Журули Георгий Нугзарович; Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства России. – Москва, 2010. – 207 с.
76. Закономерности распределения напряжений вокруг опорных зубов мостовидного протеза / Э.А. Олесова, Р.С. Заславский, С.И. Абакаров, И.В. Кобзев, Е.Е. Олесов, А.Г. Зверьяев // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2023. – № 2 (60). – С. 3–9.
77. Замещение дефектов зубного ряда верхней челюсти с использованием имплантационных конструкций с малым количеством опор (3-летнее наблюдение) / Р.А. Розов, А.Б. Герасимов, Г.С. Азарин, А.В. Гусев // Клиническая стоматология. – 2020. – Т. 96. – № 4. – С. 67–74.
78. Заславский, Р.С. Влияния неблагоприятных биомеханических условий нагрузки имплантатов на величину напряжений в костной ткани / Р.С. Заславский, С.И. Абакаров, М.Р. Берсанова // Научный Авангард. Сборник статей VI Научно-практической конференции. – Москва, 2024. – С. 147–152.
79. Заславский, Р.С. Совокупные затраты в период эксплуатации протезов на имплантатах в зависимости от исходных биомеханических факторов / Р.С. Заславский, С.И. Абакаров, А.Е. Олесов // Актуальные вопросы профилактики

и лечения заболеваний полости рта. Сборник статей научно-практической конференции стоматологов ФМБА России. – Москва, 2024. – С. 74–78.

80. Заславский, Р.С. Экономические аспекты влияния биомеханических условий эксплуатации на эффективность протезов на имплантатах / Р.С. Заславский, С.И. Абакаров, А.Е. Олесов // Научный Авангард. Сборник статей VI Научно-практической конференции. – Москва, 2024. – С. 152–156.

81. Звигинцев, А. Тотальная реабилитация в концепции SmartFix. Цифровой протокол немедленной нагрузки и постоянного протезирования / А. Звигинцев, П. Шишлов, Д. Соседкин // Perio IQ. – 2023. – № 33. – С. 128–136.

82. Зекий, А.О. Оптимизация контроля остеоинтеграции при лечении и профилактике осложнений у пациентов с несъемными конструкциями с опорой на дентальные имплантаты: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Зекий Ангелина Олеговна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2018. – 259 с.

83. Зерницкая, Е.А. Лазерная биомодефикация твердых и мягких тканей в периимплантатной зоне и поверхности имплантата: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Зерницкая Екатерина Александровна; ФГБОУ ВО «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова» Минздрава России. – Санкт-Петербург, 2021. – 188 с.

84. Знаменская, Ю.П. Применение препарата на основе гиалуроновой кислоты при аугментации лунок удаленных зубов перед дентальной имплантацией: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Знаменская Юлия Павловна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2021. – 155 с.

85. Значение физических характеристик кортикальной кости для биомеханики дентальных имплантатов / Р.С. Заславский, М.Н. Перельмутер, В.Н. Олесова, П.В. Кащенко, А.В. Жаров // Научный авангард. Сборник статей IV Научно-практической конференции. – Москва, 2022. – С. 172–174.

86. Золкина, Ю.С. Клинико-экспериментальная оценка стоматологических полимеров для изготовления временных несъемных протезов длительного

пользования с опорой на дентальные имплантаты: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Золкина Юлия Сергеевна; ФГБОУ ВО МГМСУ имени А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2018. – 203 с.

87. Изменения в зубочелюстной системе при повышенной стираемости зубов / Д.А. Степанов, В.С. Лейбенко, Е.А. Степанов [и др.] // Стоматология для всех. – 2020. – № 3 (92). – С. 30–35.

88. Изучение состояния опорных зубов и жевательной мускулатуры у пациентов в привычной окклюзии и в положении искусственного локального завышения / С.А. Лазарев, В.Э. Саитбатталова, Э.И. Даутов [и др.] // Институт стоматологии. – 2020. – № 2 (87). – С. 63–65.

89. Ильясова, С.Т. Клинико-микробиологическое обоснование профилактики и лечения воспалительных осложнений дентальной имплантации: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Ильясова Султанат Темировна; ФГБОУ ВО МГМСУ имени А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2020. – 182 с.

90. Имплантационное протезирование протяженными металлокерамическими конструкциями с каркасом из золотоплатинового сплава у пожилых пациентов: результаты 15-летнего перспективного одноступенчатого когортного исследования / Р.А. Розов, В.Н. Трезубов, А.Б. Герасимов, Г.С. Азарин // Стоматология. – 2023. – Т. 102. – № 6. – С. 22–27.

91. Иорданишвили, А.К. Проявление жевательного рефлекса у пациентов, пользующихся ортопедическими конструкциями на искусственных опорах / А.К. Иорданишвили, М.И. Музыкин, Е.Н. Жарова // Известия Российской Военно-медицинской академии. – 2021. – Т. 40. – № S1–1. – С. 30–35.

92. Исмоилов, А.А. Особенности течения остеоинтегративных процессов при использовании дентальной имплантации у больных с сердечно-сосудистой патологией / А.А. Исмоилов, Г.Г. Ашуров, И.С. Амхадов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 1–2 (51–52). – С. 57–60.

93. Исследование микрофлоры в области соединения дентального имплантата с абатментом / А.Т. Яковлев, Е.Ю. Бадрак, Д.В. Михальченко [и др.] // Волгоградский научно-медицинский журнал. – 2015. – № 1 (45). – С. 46–49.

94. Исследование прочностных характеристик культевых штифтовых конструкций, используемых для восстановления коронковой части зубов при декомпенсированной форме патологической стираемости / М.М. Романов, И.Р. Хафизов, А.М. Сулейманов [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – № 3. – С. 229–239.
95. Каганова, О.С. Медико-экономическая эффективность профилактики и лечения зубочелюстных аномалий у детей в период раннего сменного прикуса: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Каганова Олеся Сергеевна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2019. – 233 с.
96. Калмин, О.В. Изменчивость ширины зубных дуг у лиц зрелого возраста с разной формой черепа / О.В. Калмин, Е.А. Корецкая, Л.А. Зюлькина // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. – 2020. – № 4 (56). – С. 90–99.
97. Карабушин, В.А. Результаты дентальной имплантации у пациентов с ожирением и различной выраженностью кардиометаболического риска: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Карабушин Виктор Александрович; ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ имени В.И. Разумовского Минздрава России. – Саратов, 2020. – 122 с.
98. Кипарисова, Д.Г. Способы оптимизации гигиенического ухода за съемными и несъемными ортопедическими конструкциями на мини-имплантатах: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Кипарисова Диана Габбасовна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2018. – 161 с.
99. Киракосян, Л.Г. Сравнительный клинико-микробиологический и механико-математический анализ эффективности напечатанных полимерных протезов-прототипов: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Киракосян Левон Гамлетович; ФГБОУ ВО МГМСУ имени А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2022. – 163 с.

100. Кирсанова, В.В. Микрозазор в коническом соединении с оригинальным и неоригинальным абатментом: сравнение результатов конечно-элементного моделирования / В.В. Кирсанова, Т.В. Фурцев, Р.С. Лукин // Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26. – № 4. – С. 92–100.
101. Клепилин, Е.С. Экспериментально-клиническое обоснование штифтовых конструкций на основе стекловолокна: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 – Стоматология / Клепилин Егор Сергеевич; Институт повышения квалификации Федерального управления медико-биологических и экстремальных проблем при Минздраве России. – Москва, 2002. – 111 с.
102. Клинико-микробиологическое обоснование периодичности профессиональной гигиены рта на протяжении имплантологического лечения / З.У. Сакаева, Р.С. Заславский, А.А. Ремизова, А.В. Рагулин, А.А. Попов, Е.Е. Олесов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 3–4 (49–50). – С. 78–82.
103. Клинико-рентгенологическая оценка состояния имплантатов с несъемными конструкциями в динамике за 20 лет / Е.Е. Олесов, А.С. Иванов, Р.С. Заславский, А.В. Рагулин, А.С. Романов // Медицина экстремальных ситуаций. – 2021. – Т. 23. – № 4. – С. 29–33.
104. Клиническая значимость узла соединения дентальных имплантатов с абатментами. Учебное пособие для врачей стоматологов / А.С. Иванов, М.Я. Саламов, А.В. Рагулин, Р.С. Заславский, Э.А. Олесова. – Москва: ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2021. – 35 с. – Текст: непосредственный.
105. Клиническая эффективность применения гидроксиапатита и трикальцийфосфата, модифицированных гиалуроновой кислотой, в лечении пациентов с периимплантитами / М.М. Гарунов, Л.А. Григорьянц, А.Г. Степанов [и др.] // Стоматология. – 2022. – Т. 101. – № 2. – С. 42–46.
106. Клинический анализ ближайших и отдаленных результатов применения имплантационного протезирования «Трефойл» в России / Р.А. Розов, В.Н. Трезубов, А.Б. Герасимов [и др.] // Стоматология. – 2020. – Т. 99. – № 5. – С. 50–57.

107. Клиническое сравнение прочности керамических и титановых абатментов и состояния прилегающей к ним десны / Р.С. Заславский, М.Я. Саламов, Н.А. Цаликова, Е.Е. Олесов, А.В. Рагулин, А.С. Романов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2022. – № 1–2 (55–56). – С. 78–82.
108. Колганов, И.Н. Клинико-функциональное обоснование способа дентальной имплантации при атрофии альвеолярного отростка верхней челюсти с использованием синус-лифтинга: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Колганов Игорь Николаевич; ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Самара, 2022. – 143 с.
109. Колганов, И.Н. Новый дентальный внутрикостный имплантат конструкции автора для пациентов с атрофией альвеолярного отростка верхней челюсти / И.Н. Колганов // Российский вестник дентальной имплантологии – 2018. – № 3–4 (41–42). – С. 45–50.
110. Комлев, С.С. Новые технологии в комплексном лечении пациентов при частичном и полном отсутствии зубов: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Комлев Сергей Сергеевич; ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Самара, 2020. – 297 с.
111. Комплексная оценка морфофункционального состояния височно-нижнечелюстного сустава у лиц с нормальной окклюзией по данным современных методов диагностики / С.В. Текучева, Я.И. Афанасьева, С.Н. Ермольев, Л.С. Персин // Институт стоматологии. – 2023. – № 1 (98). – С. 51–53.
112. Комплексная оценка содержания пародонтопатогенных бактерий и цитокинов при периимплантите с помощью ПЦР и иммуноферментного анализа / В.Н. Царев, А.М. Панин, В.И. Чувилкин [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2017. – № 3–4 (37–38). – С. 86–90.
113. Конечно-элементный анализ влияния угла приложения силы и смещения при операциях дентальной имплантации / П.О. Гришин, Г.Т. Салеева, Р.А. Салеев [и др.] // Клиническая стоматология. — 2023 – Т. 26. – № 1. – С. 106–113.

114. Кончаковский, А.В. Купирование гипертонии жевательных мышц при предварительном непосредственном и ближайшем зубном имплантационном протезировании: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Кончаковский Александр Владимирович; ФГБОУ ВО ТГМУ Минздрава России. – Великий Новгород, 2018. – 165 с.
115. Корецкая, Е.А. Морфологические особенности зубочелюстной системы взрослых людей при разных степени и форме повышенной стираемости твердых тканей зубов в зависимости от пола и возраста: дис. ... канд. мед. наук: 3.3.1. Анатомия человека / Корецкая Екатерина Александровна; ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ имени В.И. Разумовского Минздрава России. – Саратов, 2021. – 231 с.
116. Корецкая, Е.А. Размеры периодонтальной щели у мужчин зрелого возраста / Е.А. Корецкая, О.В. Калмин // Морфология. – 2020. – Т. 157. – № 2–3. – С. 108.
117. Королев, А.И. Клиническое обоснование применения внутрикостных дентальных мини-имплантатов при протезировании больных с полной потерей зубов на нижней челюсти: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Королев Андрей Игоревич; ФГБОУ ВО ТГМУ Минздрава России. – Тверь, 2020. – 166 с.
118. Корсакова, А.И. Оптимизация цифрового планирования и хирургического лечения при горизонтальной атрофии альвеолярного гребня в боковых отделах нижней челюсти: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Корсакова Алена Игоревна; ФГБОУ ВО «Кубанский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Нижний Новгород, 2022. – 274 с.
119. Кристаль, Е.А. Протезирование при полном отсутствии зубов съёмными протезами с опорой на имплантаты пациентов с повышенным рвотным рефлексом: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Кристаль Екатерина Александровна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2018. – 142 с.
120. Кузнецов, А.В. Частичное отсутствие зубов как фактор биомеханического влияния на состояние костной ткани челюсти (экспериментально-клиническое исследование): дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Кузнецов

Александр Владимирович; Институт повышения квалификации федерального медико-биологического агентства. – Москва, 2012. – 256 с.

121. Кузнецова, В.С. Применение композиционного материала на основе хитозанового геля и полилактидов с импрегнированным rhBMP-2 для регенерации костной ткани (экспериментальное исследование): дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология; 03.03.04 – Клеточная биология, цитология, гистология / Кузнецова Валерия Сергеевна; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2020. – 136 с.

122. Кулаков, А.А. Математический расчет для ранней функциональной нагрузки дентальных имплантатов / А.А. Кулаков, А.С. Каспаров, Д.А. Порфенчук // Клиническая стоматология. – 2020. – № 3 (95). – С. 54–60.

123. Кульбачинский, Н.В. Дентальная имплантация у пациентов с хронической обструктивной болезнью легких: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Кубальчицкий Никита Вячеславович; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2020. – 157 с.

124. Лазарев, С.А. Оценка функционирования жевательных мышц при повышенной физической нагрузке / С.А. Лазарев, Т.Ч. Ле, Б.А. Костромин // Проблемы стоматологии. – 2020. – Т. 16. – № 2. – С. 108–113.

125. Лазерная модификация мягких тканей периимплантатной зоны / А.И. Яременко, А.Ю. Зерницкий, Е.А. Зерницкая, А.И. Столярова // Институт стоматологии. – 2020. – № 2 (87). – С. 33–35.

126. Лазерная технология структурирования поверхности дентальных титановых имплантатов. Часть 1 / В.П. Вейко, Ю.Ю. Карлагина, В.В. Романов [и др.] // Фотоника. – 2020. – Т. 14. – № 5. – С. 462–472.

127. Лазерная технология структурирования поверхности дентальных титановых имплантатов. Часть 2 / В.П. Вейко, Ю.Ю. Карлагина, В.В. Романов [и др.] // Фотоника. – 2020. – Т. 14. – № 6. – С. 510–519.

128. Лазерно-индуцированное формирование биомиметического рельефа на поверхности титановых имплантатов / Ю.Ю. Карлагина, Г.В. Одинцова,

Е.Е. Егорова [и др.] // 50-я научно-образовательная конференция Университета ИТМО: сборник тезисов. – Санкт-Петербург, 2021. – С. 41.

129. Ле, Т.Ч. Клиническое обоснование изменения окклюзионных взаимоотношений, связанных с функциональными состояниями зубочелюстной системы: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Ле Тху Чанг; ФГБОУ ВО «Башкирский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Уфа, 2022. – 146 с.

130. Локтионова, М.В. Анализ биомеханики нижней челюсти у пациентов с бисфосфонатными остеонекрозами (диагностика, лечение, реабилитация): дис. ... док. мед. наук: 3.1.7. Стоматология; 3.1.2. Челюстно-лицевая хирургия / Локтионова Марина Владимировна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2023. – 357 с.

131. Лосев, Ф.Ф. CAD/CAM-абатменты и формирование десневого контура в области коронки на имплантате / Ф.Ф. Лосев, А.Н. Шарин, М.С. Котик // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2017. – № 3–4 (37–38). – С. 53–59.

132. Лысов, А.Д. Клинико-морфологическое обоснование новой технологии вестибулопластики при формировании периимплантатной буферной зоны.: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Лысов Александр Дмитриевич; ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Самара, 2020. – 191 с.

133. Макаренков, Е.В. Методология использования распределения Ферми-Дирака при анализе конфликтных ситуаций на примере Российской Федерации и стран Запада / Е.В. Макаренков, А.А. Павленко // Вестник Челябинского государственного университета. – 2018. – № 11 (421). – С. 18–21.

134. Макарова, Н.И. Оптимизация имплантологического лечения в условиях хронической табачной интоксикации (экспериментальное исследование): дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Макарова Надежда Игоревна; ФГБОУ

ВО Саратовский ГМУ имени В.И. Разумовского Минздрава России. – Саратов, 2020. – 177 с.

135. Маркин, В.А. Диагностические и прогностические ресурсы современных методов клинической и биомеханической оценки внутрикостных дентальных имплантатов: дис. ... док. мед. наук: 14.00.21 – Стоматология / Маркин Владимир Александрович; Институт повышения квалификации федерального медико-биологического агентства. – Москва, 2006. – 157 с.

136. Мартынов, Д.В. Экспериментально-клиническое исследование прецизионности компонентов разборных дентальных имплантатов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Мартынов Дмитрий Викторович; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2021. – 157 с.

137. Математическая модель прогнозирования риска костной пластики в полости рта и факторы успеха / П.В. Полупан, А.М. Сипкин, О.А. Тонких-Подольская [и др.] // Российская стоматология. – 2023. – Т. 16. – № 3. – С. 30–37.

138. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубоальвеолярного сегмента / Р.С. Заславский, В.И. Олесова, М.С. Гришков, А.Г. Зверьяев, А.В. Жаров // Ильинские чтения 2022: Сборник материалов школы-конференции молодых учёных и специалистов. – Москва, 2022. – С. 179–181.

139. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния в системе «зуб – кортикальная пластинка нижней челюсти». Сравнительный анализ состояния тканей пародонта при различной толщине кортикальной пластинки нижней челюсти / И.А. Костионова-Овод, А.В. Иващенко, А.Е. Яблоков [и др.] // Институт стоматологии. – 2020. – № 2 (87). – С. 108–110.

140. Махмудов, Т.Г. Спектр микроорганизмов в области соединения «имплантат – абатмент» / Т.Г. Махмудов // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2019. – № 70. – С. 22–25.

141. Медико-экономическое обоснование объёмов необходимого финансирования стоматологического обслуживания декретированных групп с стрессогенными и физическими профессиональными нагрузками: учебное пособие

для врачей-стоматологов / В.Н. Олесова, А.С. Самойлов, Н.И. Шаймиева, Р.Ш. Хасанов. – Москва: МБУ ИНО ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2018. – 33 с. – Текст: непосредственный.

142. Мержоева, Х.М. Влияние изменения анатомии искусственных коронок центральных резцов верхней челюсти с опорой на имплантаты на функциональное состояние / Х.М. Мержоева, М.А. Мурашов, И.А. Воронов // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – №1. – С. 23–32.

143. Мержоева, Х.М. Экспериментальное сравнение уменьшения степени затяжки фиксирующего винта у керамических диоксидциркониевых коронок с опорой на прямые имплантаты, прямые имплантаты с угловыми абатментами и угловые имплантаты с различным углом наклона платформы. Исследование *in vitro* / Х.М. Мержоева, М.А. Мурашов, И.А. Воронов // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – №2. – С. 121–128.

144. Метод биологической обратной связи в комплексной терапии пациентов с гипертонусом жевательных мышц / О.И. Адмакин, А.В. Глазкова, А.М. Дыбов [и др.] // Стоматология. – 2024. – Т. 103. – № 1. – С. 35–40.

145. Методика оценки клинико-экономической эффективности стоматологического лечения (на примере ортопедического планирования) / М.Н. Забаева, А.Г. Степанов, С.В. Апресян, В.А. Семенова // Микроэкономика. – 2020. – № 3. – С. 44–55.

146. Михальченко, Д.В. Патогенетический подход в лечении и профилактике постпротетических воспалительных осложнений дентальной: дис. ... док. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Михальченко Дмитрий Валерьевич; ФГАОУ ВО «Крымский федеральный университет имени В.И. Вернадского». – Волгоград, 2022. – 316 с.

147. Михальченко, Д.В. Реципрокные факторы: периимплантатный мукозит и психоэмоциональный стресс / Д.В. Михальченко // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2021. – № 76. – С. 32–37.

148. Михальченко, Д.В. Стресс как один из факторов осложнений после дентальной имплантации / Д.В. Михальченко, Ю.А. Македонова, А.В. Александров

// Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2020. – № 72–73. – С. 34–36.

149. Моделирование геометрической модели моляра верхней челюсти с различными видами реставраций / Е.Н. Чумаченко, Е.Е. Олесов, С.А. Бобер [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2014. – Т. 18. – № 6. – С. 36–38.

150. Моделирование динамического поведения мостовидного зубного протеза с помощью метода конечных элементов / А.Е. Крупнин, Я.Н. Харах, Л.Г. Киракосян, С.Д. Арутюнов // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22. – № 3. – С. 315–331.

151. Музыкин, М.И. Выживаемость скуловых и корневых дентальных имплантатов: пятилетнее наблюдение / М.И. Музыкин, Д.В. Балин, А.К. Иорданишвили // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 3–4 (49–50). – С. 59–68.

152. Музыкин, М.И. Патологическое обоснование стоматологического лечения с использованием имплантатов при атрофии альвеолярных отростков (частей) челюстей: дис. ... док. мед. наук: 3.1.7. Стоматология; 3.3.3. Патологическая физиология / Музыкин Максим Игоревич; ФГБОУ ВО «Кубанский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Санкт-Петербург, 2022. – 336 с.

153. Мураев, А.А. Инновационная российская система дентальных имплантатов: разработка, лабораторные исследования и клиническое внедрение: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Мураев Александр Александрович; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2018. – 294 с.

154. Мурашов, М. Реабилитация пациентов с полным отсутствием зубов в области нижней челюсти с помощью угловых имплантатов Co-Axis / М. Мурашов, Я. Шорстов, Х. Мержоева // Perio IQ. – 2023. – № 33. – С. 164–171.

155. Мустафаева, Ф.М. Комплексная профилактика и прогнозирование развития осложнений дентальной имплантации: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 –

Стоматология / Мустафаева Фаризат Магометовна; ФГБОУ ВО МГМСУ имени А.И. Евдокимова Минздрава России. – Нальчик, 2017. – 140 с.

156. Напряженно-деформированное состояние костной ткани нижней челюсти при нагрузке несъемного протеза на внутрикостных дентальных имплантатах при замещении тотального дефекта зубного ряда / В.Н. Олесова, Р.С. Заславский, К.В. Шматов, Е.Е. Олесов, А.Я. Лернер, А.С. Иванов // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22. – № 2. – С. 223–229.

157. Напряженно-деформированное состояние несъемного протеза на имплантатах при жевательной нагрузке в зависимости от угла наклона стенок абатмента / С.И. Абакаров, Д.В. Сорокин, В.Ю. Лапушко, С.С. Абакарова // Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26. – №1. – С. 147–157.

158. Недостатки полных съемных протезов в сравнении с покрывными протезами на имплантатах (отдаленные клинические данные) / Д.А. Бронштейн, Р.С. Заславский, А.Я. Лернер, Н.А. Узунян, Ю.А. Повстанко, К.В. Шматов // Современные достижения стоматологии: сборник всероссийской научно-практической конференции с международным участием, посвященной 30-летию Кировского государственного медицинского университета. – Киров: Кировский государственный медицинский университет, 2017. – С. 47–49.

159. Нехирургическое лечение периимплантита на фоне нарушения минерального баланса, связанного с дефицитом витамина D3. Клинический случай / С.В. Тарасенко, Е.В. Ларионова, Д.О. Трифонова, Е.Ю. Дьячкова // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 1–2 (51–52). – С. 67–71.

160. Новоземцева, Т.Н. Сравнение современных технологий несъемного протезирования по трудоемкости и себестоимости / Т.Н. Новоземцева, А.Е. Олесов, О.С. Каганова // Современная стоматология. Сборник статей научных трудов, посвященный 125-летию основателя кафедры ортопедической стоматологии КГМУ профессора Исаака Михайловича Оксмана. – Казань, 2017. – С. 327–331.

161. Новоземцева, Т.Н. Стоматологическая заболеваемость и потребность в лечении у лиц с профессиональными стрессогенными нагрузками: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Новоземцева Татьяна Николаевна; ФГАОУ ВО

Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2021. – 262 с.

162. Обоснование возможностей упругих элементов аппарата «экзоскелет нижней челюсти» / А.А. Воробьев, Ю.А. Македонова, Д.Ю. Дьяченко, К.А. Саргсян // Российский журнал боли. – 2020. – Т. 18. – № 5. – С. 17–18.

163. Олесов, Е.Е. Экспериментально-клиническое и экономическое обоснование профилактики стоматологических заболеваний у молодых работников градообразующих предприятий с опасными условиями труда: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Олесов Егор Евгеньевич; Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства. – Москва, 2014. – 319 с.

164. Олесова, В.Н. Влияние направления нагрузки на функциональные напряжения в зубоальвеолярном сегменте / В.Н. Олесова, Р.С. Заславский, И.В. Кобзев // Сборник тезисов VI Международной научно-практической конференции «Междисциплинарный подход к диагностике, лечению и профилактике заболеваний тканей пародонта у пациентов с сахарным диабетом». – Санкт-Петербург, 2023. – С. 57.

165. Оптимизация исходов непосредственного имплантационного зубного протезирования протяженным замещающим конструкциям / В.Н. Трезубов, Е.А. Булычева, Г.С. Азарин [и др.] // Вестник Казахского национального медицинского университета. – 2017. – №1. – С. 224–229.

166. Ортопедическая стоматология: национальное руководство: в двух томах / под редакцией профессора И.Ю. Лебеденко [и др.]. – 2-е изд., перераб. и доп. – Т. 2. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2022. – 413 с. – ISBN: 978-5-9704-6367-3. – Текст: непосредственный.

167. Ортопедическая стоматология: национальное руководство: в двух томах / под редакцией профессора И.Ю. Лебеденко [и др.]. – 2-е изд., перераб. и доп. – Т. 1. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2022. – 516 с. – ISBN: 978-5-9704-6366-6. – Текст: непосредственный.

168. Особенности выбора дополнительных методов исследования при планировании лечения пациентов с заболеваниями височно-нижнечелюстных суставов / А.М. Шаров, О.В. Орешака, Ю.Ю. Гуревич, Е.А. Дементьева // Институт стоматологии. – 2023. – № 1 (98). – С. 48–50.
169. Особенности протезирования на денальных имплантатах у пациентов с воспалительными заболеваниями пародонта (клинический случай) / М.А. Чибисова, Л.А. Ермолаева, Ю.В. Волкова [и др.] // Институт стоматологии. – 2023. – № 2 (99). – С. 21–23.
170. Особенности трансплантации биоматериалов и имплантации титановых имплантатов при атрофии твердых и мягких тканей челюстей / А.П. Решетников, В.Н. Трезубов, Р.А. Розов [и др.] // Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26. – № 2. – С. 132–142.
171. Отличия напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг имплантата и зуба при нагрузке опирающегося на них мостовидного протеза / Р.С. Заславский, А.С. Иванов, С.И. Абакаров, В.Н. Олесова, И.В. Кобзев, Е.Е. Олесов // Российский вестник денальной имплантологии. – 2023. – № 2 (60). – С. 10–17.
172. Отрицательное действие на имплантат мостовидного протеза с опорой на имплантат и зуб по данным математических расчётов / Р.С. Заславский, С.И. Абакаров, Е.А. Некрасова, А.В. Жаров, Ю.А. Васильева // Ильинские чтения 2024. Сборник материалов международной научно-практической конференции молодых учёных и специалистов. – Москва, 2024. – С. 258–261.
173. Оценка длительности фиксации адгезивных средств при лечении травматических поражений слизистой оболочки рта / М.Ж. Григорян, С.В. Казумян, М.К. Макеева [и др.] // Стоматология. – 2023. – Т. 102. – № 6. – С. 5–8.
174. Оценка костной ткани вокруг денальных имплантатов до и после операции по ремоделированию периимплантной зоны / Л.А. Григорьянц, С.В. Сирак, М.М. Гарунов [и др.] // Институт стоматологии. – 2022. – № 2 (95). – С. 30–32.

175. Оценка напряжённо-деформированного состояния штифтовых конструкций и коронок зубов, применяемых для восстановления утраченной коронковой части зуба при декомпенсированной форме патологической стираемости / М.М. Романов, И.Р. Хафизов, Ф.Р. Шакирзянов [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – № 4. – С. 281–294.
176. Оценка точности установки дентальных имплантатов с использованием различных навигационных шаблонов для дентальной имплантации / А.Ю. Дробышев, Д.С. Ваулина, Н.А. Редько, Е.В. Панков // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – №4. – С. 355–365.
177. Павличенко, К.А. Клиническое и биомеханическое сравнение металлических и комбинированных штифтовых опор искусственных коронок: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 – Стоматология / Павличенко Константин Александрович; Институт повышения квалификации Федерального управления медико-биологических и экстремальных проблем. – Москва, 2002. – 106 с.
178. Патогенетические концепции развития постпротетических осложнений (обзор) / Ю.А. Македонова, Д.В. Михальченко, А.А. Воробьев, Х.Ю. Салямов // Georgian medical news. – 2020. – № 3 (300). – С. 38–43.
179. Перспективы применения ТГЧ-терапии при дентальной имплантации в условиях хронической табачной интоксикации (экспериментальное исследование) / Н.В. Булкина, Н.И. Макарова, П.В. Иванов, Д.В. Никишин // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2020. – Т. 16. – № 1. – С. 39–44.
180. Петросян, А.Ф. Математическое моделирование напряжений в разнотолщинном базисе съёмного пластиночного протеза при резко выраженном торусе верхней челюсти / А.Ф. Петросян, П.С. Урецкий // Актуальные вопросы стоматологии. Сборник материалов конференции. – Москва, 2019. – С. 155–158.
181. Петросян, А.Ф. Профилактика переломов съёмных пластиночных протезов при ортопедическом лечении пациентов с полным отсутствием зубов и резко выраженным торусом: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Петросян Артур Феликсович; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2021. – 134 с.

182. Повстянко, Ю.А. Сравнительное исследование современных дентальных имплантатов: экспериментально-клинические и технологические аспекты: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Повстянко Юрий Александрович; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2018. – 157 с.
183. Погосян, Н.М. Клинико-лабораторное обоснование способа подготовки опорных тканей при ортопедическом лечении с использованием имплантатов: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Погосян Нателла Мкртичевна; ФГАОУ «Белгородский государственный национальный исследовательский университет». – Белгород, 2023. – 141 с.
184. Порфенчук, Д.А. Диагностическое и прогностическое значение определения стабильности дентальных имплантатов при ранней функциональной нагрузке: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Порфенчук Дмитрий Александрович; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2020. – 162 с.
185. Потребность в протезировании на имплантатах и его себестоимость в разных профессиональных группах / Р.С. Заславский, А.С. Иванов, Д.В. Мартынов, М.Я. Саламов, Е.Е. Олесов, Д.И. Морозов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 1–2 (47–48). – С. 92–94.
186. Потребность и трудоемкость стоматологического лечения у работающего населения с общесоматической патологией / Т.Н. Новоземцева, В.Э. Тихонов, З.А. Шаипова [и др.] // Здоровье и образование в XXI веке. – 2017. – Т. 19. – № 11. – С. 81–85.
187. Превышение пределов прочности костной ткани в разных условиях функционирования дентальных имплантатов / Р.С. Заславский, С.И. Абакаров, В.Н. Олесова, Д.В. Мартынов, Э.А. Олесова, И.В. Кобзев, З.М. Абаев // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2023. – № 3 (61). – С. 3–10.
188. Прецизионность контакта с имплантатом индивидуальных керамических абатментов / М.Я. Саламов, В.Н. Олесова, Р.С. Заславский, Е.Е. Олесов, А.С. Романов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 3–4 (53–54). – С. 12–17.

189. Привалова, А.В. Статистическая оценка частоты применения врачами стоматологами-ортопедами лечебно-диагностических аппаратов при патологии височно-нижнечелюстного сустава / А.В. Привалова, Е.А. Лещева // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – № 6. – С. 499–509.
190. Применение имплантата со скошенным краем платформы у пациента с горизонтальной атрофией альвеолярного гребня / А.Р. Самсонов, И.П. Ашурко, С.В. Тарасенко, Е.М. Туманова // Клиническая стоматология. – 2024. – Т. 27. – № 1. – С. 112–117.
191. Применение колориметрического метода оценки интерфейса «имплантат-абатмент» как профилактика периимплантитов / Ф.А. Хафизова, М.З. Миргазизов, И.Р. [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 1–2 (47–48). – С. 11–15.
192. Причины отказов от повторного протезирования на имплантатах по результатам опроса пациентов / Р.С. Заславский, Е.Е. Олесов, А.С. Иванов, С.А. Заславский, А.С. Романов // Стоматология для всех. – 2022. – № 1 (98). – С. 34–37.
193. Протоколы цифровых методов диагностики у пациентов со сниженной нижней частью лица / М.А. Постников, Д.С. Булычева, А.А. Игнатьева, Е.А. Булычева // Клиническая стоматология. – 2021. – № 1 (97). — С. 108–113.
194. Пустохина, И.Г Клинико-экспериментальное обоснование применения постэндодонтических не прямых реставраций жевательной группы зубов из керамики: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Пустохина Инна Геннадьевна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2020. – 127 с.
195. Рагулин, А.В. Факторы риска развития гальванического синдрома: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Рагулин Арсений Витальевич; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2023. – 119 с.

196. Разработка и обоснования преимущества применения углового имплантата Co-Axis в клинической практике / Д. Хауэс, И. Венгер, М. Мурашов, Я. Шорстов // *Perio iQ*. – 2019. – № 30. – С. 196–209.
197. Разработка персонализированного устройства для исследования жевательных и височных мышц у пациентов с дисфункцией ВНЧС / С.В. Апресян, А.Г. Степанов, И.Д. Бородина, М.А. Кирюшин // *Российский стоматологический журнал*. – 2023. – Т. 27. – № 4. – С. 347–354.
198. Рамазанов, А.А. Сравнительное исследование биомеханики и клинической эффективности внутрикорневых штифтов и трансдентальных имплантатов при протезировании разрушенной коронки зуба: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 – Стоматология / Рамазанов Альберт Алилович; Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства. – Москва, 2005. – 104 с.
199. Расчет трудозатрат и себестоимости покрывного протеза с балочной фиксацией к четырем имплантатам / А.Е. Олесов, Д.А. Бронштейн, А.Я. Лернер [и др.] // *Российский вестник дентальной имплантологии*. – 2016. – № 1 (33). – С. 71–74.
200. Регистрация перегрузки костной ткани в условиях математического 3-D моделирования зубочелюстного сегмента / Р.С. Заславский, Э.А. Олесова, И.В. Кобзев, П.В. Кащенко // *Научный авангард. Сборник статей V Научно-практической конференции*. – Москва, 2023. – С. 54–57.
201. Результаты ортопедической реабилитации пациентов с полным отсутствием зубов в зависимости от конструкции протезов на дентальных имплантатах / Д.А. Бронштейн, Е.Е. Олесов, Р.С. Заславский, Н.А. Узунян, К.В. Шматов, С.А. Лобанов // *Российский вестник дентальной имплантологии*. – 2017. – № 2 (36). – С. 45–49.
202. Результаты резонансно-частотного анализа стабильности дентальных имплантатов у пациентов после предварительного выполнения костнопластических операций с применением реваскуляризированных аутооттрансплантатов / Т.В. Брайловская, Е.В. Вербо, А.М. Дениев [и др.] // *Анналы*

пластической, реконструктивной и эстетической хирургии. – 2018. – № 1. – С. 62–63.

203. Результаты сравнительной оценки метаболизма ротовой жидкости при имплантологических осложнениях у соматических больных / Г.Э. Муллоджанов, С.М. Каримов, З.А. Назаров, И.С. Амхадов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 1–2 (51–52). – С. 72–75.

204. Робот-ассистированные и роботизированные системы, применяемые в стоматологии / А.В. Иващенко, А.Е. Яблоков, С.С. Комлев [и др.] // Стоматология. 2020. – Т. 99. – №1. – С. 95–99.

205. Рогатнев, В.П. Клинико-биомеханические параллели эффективности восстановления дефектов нижних зубов керамическими коронками: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Рогатнев Владимир Петрович; Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства. – Москва, 2011. – 258 с.

206. Рогожникова, Е.П. Клинико-экспериментальное обоснование применения съемной назубной шины в комплексном лечении пациентов с хроническим генерализованным пародонтитом легкой степени тяжести: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Рогожникова Екатерина Павловна; ФГБОУ ВО «Пермский государственный медицинский университет имени академика Е.А. Вагнера» Минздрава России. – Пермь, 2020. – 176 с.

207. Розов, Р.А. Индивидуальная цифровая реконструкция биомеханики жевательно-речевого аппарата при имплантационном протезировании пациентов с полной потерей зубов / Р.А. Розов, В.Н. Трезубов, А.Л. Ураков // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26. – № 3. – С. 105–115.

208. Розов, Р.А. Разработка и обоснование путей совершенствования имплантационного протезирования пожилых пациентов с полной потерей зубов: дис. ... док. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Розов Роман Александрович; ФГБОУ ВО «Тверской государственный медицинский университет» Минздрава России. – Санкт-Петербург, 2023. – 379 с.

209. Розов, Р.А. Цифровой метод протезирования компактной пластинки челюстной кости при немедленной ортопедической реабилитации пациентов с полной потерей зубов / Р.А. Розов, В.Н. Трезубов // Институт стоматологии. – 2021. – № 3 (92). – С. 88–89.
210. Роль кортикальной костной ткани в распределении функциональных напряжений от дентального имплантата (экспериментальное исследование) / В.Н. Олесова, Р.У. Берсанов, Н.А. Узунян [и др.] // Стоматология для всех. – 2015. – № 3. – С. 52–53.
211. Романов, А.С. Клинико-микробиологическое обоснование ополаскивателя рта на основе клеточного сока пихты в комплексе профилактики периимплантита: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Романов Алексей Сергеевич; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2022. – 144 с.
212. Романов, А.С. Периодичность профессиональной гигиены рта в динамике протетического лечения на дентальных имплантатах / А.С. Романов, З.У. Сакаева, В.Н. Олесова // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2022. – Т. 18. – № 2. – С. 194–196.
213. Романов, М.М. Оптимизация этапов изготовления зубных протезов при декомпенсированной форме патологической стираемости зубов: дис. ... док. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Романов Максим Михайлович; ФГАОУ ВО «Казанский (Приволжский) федеральный университет». – Казань, 2023. – 147 с.
214. Российская система дентальных имплантатов из наноструктурированного титана / М.И. Музыкин, А.Н. Янкевич, Д.В. Балин [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – №5. – С. 467–476.
215. Сакаева, З.У. Роль гигиенического состояния рта в эффективности протезирования на дентальных имплантатах: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Сакаева Зарина Ушангиева; ФГАОУ ВО «Казанский (Приволжский) федеральный университет». – Казань, 2023. – 115 с.
216. Свидетельство о регистрации базы данных № 2023621324, Российская Федерация. База данных значений прогностического риска неблагоприятного

исхода имплантации дентальных имплантатов / Е.Е. Олесов, И.В. Кобзев, Р.С. Заславский, Э.А. Олесова, Б.М. Радзишевский. Правообладатель: Олесов Егор Евгеньевич. – 2023621020, заявл. 17.04.2023; опубл. 25.04.2023, Бюл. № 5.

217. Свидетельство о регистрации базы данных № 2023621369, Российская Федерация. Исходы имплантации в зависимости от биомеханических факторов функционирования имплантатов / Е.Е. Олесов, И.В. Кобзев, Р.С. Заславский, Э.А. Олесова, Б.М. Радзишевский. Правообладатель: Олесов Егор Евгеньевич. – 2023621047, заявл. 17.04.2023; опубл. 02.05.2023, Бюл. № 5.

218. Свидетельство о регистрации базы данных № 2023624865, Российская Федерация. База данных значений максимальных интегральных напряжений в периимплантатной костной ткани в разных биомеханических условиях функционирования имплантата / В.Н. Олесова, Э.А. Олесова, Е.Е. Олесов, Р.С. Заславский. Правообладатель: Олесова Валентина Николаевна. – 2023624855, заявл. 13.12.2023; опубл. 21.12.2023, Бюл. № 1.

219. Свидетельство о регистрации базы данных № 2023624910, Российская Федерация. База данных значений максимальных интегральных напряжений в костной ткани при замещении дефекта зубного ряда с использованием имплантатов с разными биомеханическими условиями функционирования / В.Н. Олесова, Р.С. Заславский, Э.А. Олесова, Е.Е. Олесов. Правообладатель: Олесова Валентина Николаевна. – 2023624901, заявл. 13.12.2023; опубл. 22.12.2023, Бюл. № 1.

220. Себестоимость стоматологической реабилитации лиц с стрессогенными и физическими профессиональными нагрузками. Учебное пособие / Е.Е. Олесов, Т.Н. Новоземцева, В.В. Микрюков [и др.]. – Москва: Академия постдипломного образования ФГБУ ФНКЦ ФМБА России, 2018. – 32 с. – Текст: непосредственный.

221. Семенов, Е.И. Профилактика осложнений, приводящих к потере функциональной ценности ортопедических конструкций, опорой которой служат двухэтапные цилиндрические имплантаты / Е.И. Семенов // Восточно-Европейский научный журнал. – 2016. – Т. 10. – № 2. – С. 62–68.

222. Симоненко, А.А. Клинико-рентгенологическое и социологическое обоснование имплантационного протезирования беззубой нижней челюсти

несъемными замещающими конструкциями на трех опорах: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Симоненко Александр Алексеевич; ФГБОУ ВО ТГМА Минздрава России. – Великий Новгород, 2020. – 145 с.

223. Синев, И.И. Усовершенствование ортопедического метода в комплексном лечении пациентов с локализованным пародонтитом средней степени тяжести: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Синев Илья Игоревич; ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Самара, 2021. – 146 с.

224. Современные подходы к лечению пациентов с адентией в условиях атрофии альвеолярного отростка/части челюсти с использованием субпериостальных имплантатов / А.М. Цициашвили, В.А. Жусев, А.М. Панин [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2019. – № 3–4 (45–46). – С. 54–58.

225. Соловьева, А.М. Периимплантит: этапы достижения консенсуса в диагностике и лечении / А.М. Соловьева // Клиническая стоматология. – 2011. – № 1 (57). – С. 50–52.

226. Соотношение нуждаемости в дентальной имплантации у лиц с наличием и отсутствием ожирения в различных возрастных группах / А.В. Лепилин, В.А. Карабушин, О.Ю. Волкова [и др.] // Современные проблемы науки и образования. – 2018. – № 3. – С. 37.

227. Сочетанное лечение пациентов с гипертонусом жевательных мышц с помощью эластичных лент и капп / Д.С. Булычева, М.А. Постников, Е.А. Булычева [и др.] // Стоматология. – 2021. – Т. 100. – № 1. – С. 30–33.

228. Сравнение биомеханики керамических и титановых дентальных имплантатов. Учебное пособие для врачей стоматологов / Е.Е. Олесов, М.Н. Перельмутер, Р.С. Заславский, М.С. Гришков, А.Г. Зверьяев, А.Я. Лернер. – Москва: ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2022. – 35 с. – Текст: непосредственный.

229. Сравнение прецизионности стандартных и индивидуальных титановых абатментов / Д.В. Мартынов, М.Я. Саламов, В.Н. Олесова, Ф.Ф. Лосев,

А.С. Иванов, Р.С. Заславский, Д.И. Морозов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 3–4 (49–50). – С. 4–11.

230. Сравнение прочностных характеристик прямых и непрямых реставраций зубов при одноосном сжатии / Е.Ю. Енина, А.В. Севбитов, А.Е. Дорофеев [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2020. – Т. 24. – № 5. – С. 293–296.

231. Сравнение точности установки дентальных имплантатов с использованием статического хирургического шаблона, виртуального шаблона с динамической визуализацией и метода ручной установки. Исследование *in vitro* / А.В. Лысенко, А.И. Яременко, В.М. Иванов [и др.] // Институт стоматологии. – 2022. – № 4 (97). – С. 114–117.

232. Сравнение трудоемкости и себестоимости изготовления несъемных конструкций протезов / Р.У. Берсанов, А.Е. Олесов, М.З. Миргазизов [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2015. – № 2 (32). – С. 43–45

233. Сравнительная биомеханика керамического и титанового внутрикостных дентальных имплантатов / Ф.Г. Шумаков, В.Н. Олесова, П.А. Захаров [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2017. – № 3–4 (37–38). – С. 4–7.

234. Сравнительная оценка выживаемости дентальных имплантатов в условиях выраженной атрофии костной ткани / М.И. Музыкин, А.А. Кулаков, А.К. Иорданишвили [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2023. – № 2 (60). – С. 43–53.

235. Сравнительная оценка фрезеруемых материалов для временных несъемных ортопедических конструкций на имплантатах по данным изучения их напряженно-деформированных состояний и микробной адгезии в эксперименте / Л.В. Дубова, В.Н. Царев, Ю.С. Золкина [и др.] // Клиническая стоматология. – 2018. – № 3 (87). – С. 74–78.

236. Сравнительная прецизионность контакта с имплантатом индивидуальных керамических абатментов и искусственных коронок / М.Я. Саламов, В.Н. Олесова, Р.С. Заславский, Е.Е. Олесов, А.С. Романов, Н.А. Бондаренко // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 3–4 (53–54). – С. 18–24.

237. Сравнительная эффективность разных конструкций протезов у больных с полным отсутствием зубов / А.С. Иванов, Р.С. Заславский, К.В. Шматов, В.Н. Олесова, Д.В. Мартынов // Современные аспекты комплексной стоматологической реабилитации пациентов с дефектами челюстно-лицевой области. Сборник научных трудов Всероссийской научно-практической конференции. – Краснодар, 2019. – С. 24–27.
238. Сравнительное исследование качества несъемного протезирования с опорой на зубы и имплантаты в отдаленные сроки / Н.А. Узунян, А.Я. Лернер, Р.С. Заславский, К.В. Шматов, С.А. Лобанов // Современная медицина: актуальные вопросы и перспективы развития. Сборник научных трудов по итогам международной научно-практической конференции. – Уфа, 2017. – С. 45–48.
239. Сравнительное исследование современных дентальных имплантатов: экспериментально-клинические и технологические аспекты. Учебное пособие / Е.Е. Олесов, Р.С. Заславский, А.Я. Лернер, К.В. Шматов, А.Ф. Степанов, Ф.Г. Шумаков, А.С. Иванов, Д.В. Мартынов. – Москва: Академия постдипломного образования ФГБУ ФНКЦ ФМБА России, 2018.– 24 с. – Текст: непосредственный.
240. Сравнительный гистологический анализ регенератов костной ткани и слизистой оболочки после аугментации лунок удаленных зубов перед дентальной имплантацией при использовании различных композиций с остеопластическим материалом / С.В. Тарасенко, А.Б. Шехтер, М.А. Погодина, Ю.П. Знаменская // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – №1–2 (47–48) – С. 56–61.
241. Стрекалов, А.А. Обоснование применения окклюзионных параметров коронок несъемных конструкций с опорой на дентальные имплантаты при восстановлении концевых дефектов зубных рядов: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Стрекалов Антон Алексеевич; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2021. – 169 с.
242. Структура клинических условий и используемых методов протезирования в практической имплантологии / Р.С. Заславский, В.Н. Олесова, К.В. Шматов, А.С. Иванов, С.А. Заславский // Стоматология для всех. – 2018. – № 3. – С. 30–33.

243. Структура потребности в протетических конструкциях при повторном ортопедическом лечении после удаления имплантатов. Учебное пособие для врачей стоматологов / А.С. Иванов, Р.С. Заславский, С.Ю. Максюков, С.И. Абакаров, Е.Е. Олесов, Г.Г. Кялов. – Москва: ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2024. – 28 с. – ISBN: 978-5-93064-266-7. – Текст: непосредственный.
244. Структура протетических конструкций с опорой на дентальные имплантаты в динамике за 20 лет / А.С. Иванов, В.Н. Олесова, С.Ю. Максюков, М.Я. Саламов, Р.С. Заславский, А.В. Рагулин, Е.Е. Олесов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 3–4 (53–54). – С. 93–98.
245. Ступницкий, А.В. Клинико-функциональная оценка реакций тканей пародонта на применяемые силы при ортодонтическом лечении: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Ступницкий Александр Владимирович; ФГБОУ ВО МГМСУ имени А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2019. – 118 с.
246. Теоретические аспекты стратегического планирования в стоматологии / Е.В. Костырин, И.В. Золотницкий, Г.Г. Багдасарян [и др.] // Российская стоматология. – 2023. – Т. 16. – № 2. – С. 3–7.
247. Терещук, С.В. Влияние невесомости на выживаемость имплантатов, установленных в реконструированную костную ткань альвеолярного отростка верхней челюсти методом направленной костной регенерации и открытого синус-лифтинга / С.В. Терещук, С.Ю. Иванов // Клиническая стоматология. – 2021. – Т. 24. – № 4. – С. 74–79.
248. Тихонов, А.И. Клинико-биомеханический анализ эффективности керамических штифтовых вкладок: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Тихонов Андрей Игоревич; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2017. – 121 с.
249. Толмачев, В.Е. Планирование и прогноз дентальной имплантации на основе морфологических показателей локального иммунного гомеостаза слизистой оболочки рта: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология; 03.03.04 – Клеточная

биология, цитология, гистология / Толмачев Валерий Евгеньевич; ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России. – Владивосток, 2019. – 238 с.

250. Тотальная реабилитация на имплантатах с применением цифровых технологий / И. Ашурко, А. Трофимов, Д. Соседкин, А. Аглиуллина // Эстетическая стоматология. – 2021. – № 1–4. – С. 24–29.

251. Трёхмерное математическое моделирование биомеханики верхней и нижней беззубых челюстей при нагрузках мостовидного протеза с укороченным зубным рядом на имплантатах во фронтальном отделе / Н.А. Узунян, Р.С. Заславский, А.Я. Лернер, В.В. Микрюков, К.В. Шматов, И.В. Кобзев // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2017. – № 3–4 (37–38). – С. 8–11.

252. Трёхмерное математическое моделирование функциональных напряжений вокруг дентального имплантата в сравнении с однокорневым зубом / Р.С. Заславский, В.Н. Олесова, Ю.А. Повстанко, Е.Е. Олесов, И.В. Кобзев // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2022. – № 3–4 (57–58). – С. 4–10.

253. Трёхмерный математический анализ максимальных напряжений зубоальвеолярного сегмента при вертикальной и наклонной нагрузках / Р.С. Заславский, И.В. Кобзев, Е.Е. Олесов, С.А. Заславский, В.Н. Олесова // Стоматология для всех. – 2022. – № 3 (100). – С. 8–13.

254. Трудоёмкость и себестоимость современного ортодонтического лечения / О.С. Каганова, Е.Е. Олесов, В.В. Уйба [и др.] // Медицина экстремальных ситуаций. – 2018. – Т. 20. – № 4. – С. 533–540.

255. Трудоёмкость и себестоимость стоматологического лечения и профилактики на современном этапе / А.Е. Олесов, А.И. Мельников, В.Н. Олесова [и др.] // Кубанский научный медицинский вестник. – 2014. – № 6 (148). – С. 119–121.

256. Узунян, Н.А. Обоснование применения новых отечественных сверхупругих сплавов титана в дентальной имплантологии (экспериментально-клиническое исследование): дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Узунян Наринэ

Адольфовна; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2019. – 179 с.

257. Установка дентального имплантата с наклоном как фактор риска функциональной перегрузки костной ткани / Р.С. Заславский, И.В. Кобзев, М.С. Гришков, В.В. Микрюков, Э.А. Олесова // Ильинские чтения 2023. Сборник материалов международной научно-практической конференции молодых учёных и специалистов. – Москва: 2023. – С. 125–127.

258. Утюж, А.С. Концепция выбора ортопедической конструкции с опорой на дентальные имплантаты как метод профилактики периимплантита у пациентов с полной и частичной вторичной адентией: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Утюж Анатолий Сергеевич; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2017. – 281 с.

259. Факторы отказа пациентов от повторного протезирования на имплантатах / А.В. Рагулин, А.С. Романов, Р.С. Заславский, А.А. Попов // Актуальные вопросы стоматологии. Сборник научных трудов, посвященный 130-летию основателя кафедры ортопедической стоматологии КГМУ, профессора Исаака Михайловича Оксмана. – Казань, 2022. – С. 317–321.

260. Факторы развития и современные методы профилактики и лечения ранних и отсроченных воспалительных осложнений дентальной имплантации (обзор) / И.С. Мащенко, А.А. Гударьян, С.В. Ширинкин, Д.А. Чередник // Евразийское Научное Объединение. – 2019. – № 10–3 (56). – С. 234–250.

261. Фатхудинова, Н.Л. Биосовместимость и остеогенные свойства нового отверждаемого композиционного остеопластического материала на основе высокоочищенного коллагенового гидрогеля, содержащего костных морфогенетический белок (экспериментальное исследование): дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология; 03.03.04 – Клеточная биология, цитология, гистология / Фатхудинова Наталья Леонидовна; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2020. – 132 с.

262. Френч, Д. Ретроспективное когортное исследование 4591 имплантата системы Straumann, установленных у 2060 пациентов в частной практике, с наблюдением до 10 лет: взаимосвязь уровня кости альвеолярного гребня и состояния мягких тканей / Д. Френч, Д. Кокран, Р. Офек // PERIO IQ. – 2017. – № 28. – С. 22–42.
263. Фролов, А.М. Клинико-функциональное обоснование использования неваскуляризованных соединительнотканых небных трансплантатов при одноэтапной дентальной имплантации: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Фролов Алексей Михайлович; ФГБОУ ВО МГМСУ имени А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2021. – 162 с.
264. Функциональное состояние височно-нижнечелюстного сустава у пилотов гражданской авиации и бортпроводников / К.В. Королькова, М.В. Быкова, Д.О. Быков, В.А. Парунов // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – № 5. – С. 443–449.
265. Функциональные показатели височно-нижнечелюстного сустава у пациентов с физиологической окклюзией по данным электронной аксиографии (Часть I) / Б.Н. Давыдов, Д.А. Доменюк, М.П. Порфириадис [и др.] // Институт стоматологии. – 2023. – № 2 (99). – С. 14–17.
266. Функциональные показатели височно-нижнечелюстного сустава у пациентов с физиологической окклюзией по данным электронной аксиографии (Часть II) / Б.Н. Давыдов, Д.А. Доменюк, М.П. Порфириадис [и др.] // Институт стоматологии. – 2023. – № 3 (100). – С. 42–45.
267. Харах, Я.Н. Совершенствование стоматологического ортопедического лечения пациентов с дефектами зубных рядов малой протяженности с использованием цифровых технологий: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Харах Ясер Насерович; ФГБОУ ВО МГМСУ имени А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2020. – 238 с.
268. Хафизов, И.Р. Комплексная оценка многокомпонентных балочно-каркасных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты при полном отсутствии зубов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Хафизов Ирек

Раисович; ФГАОУ ВО «Казанский (Приволжский) федеральный университет». – Казань, 2019. – 160 с.

269. Цифровой способ сравнительного изучения жесткости авторской и стандартной разборных имплантационных оттискных ложек / Р.А. Розов, В.Н. Трезубов, О.Б. Спицына, Ю.А. Быстрова // Проблемы стоматологии. – 2021. – Т. 17. – № 2. – С. 163–168.

270. Цициашвили, А.М. Комплексное лечение пациентов с частичным отсутствием зубов при использовании денальных имплантатов в условиях ограниченного объема костной ткани: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Цициашвили Александр Михайлович; ФГБОУ ВО МГМСУ имени А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2020. – 336 с.

271. Цициашвили, А.М. Успешность лечения и выживаемость денальных имплантатов при различных подходах к лечению пациентов с использованием денальных имплантатов в условиях ограниченного объема костной ткани / А.М. Цициашвили, А.М. Панин, Е.В. Волосова // Российский стоматологический журнал. – 2020. – Т. 24. – № 1. – С. 32–38.

272. Частота и субъективные причины отказов от повторного протезирования на имплантатах / В.Н. Олесова, А.С. Романов, Р.С. Заславский, М.С. Гришков, А.Г. Зверьев // Клинический вестник ФМБЦ им А.И. Бурназяна. – 2022. – № 1. – С. 27–30.

273. Численное исследование влияния дефектов зубного ряда малой протяженности на напряженно-деформированное состояние мостовидного протеза и периодонта / А.Е. Крупнин, Я.Н. Харах, Л.Г. Киракосян [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23. – № 1. – С. 58–68.

274. Чуянова, Е.Ю. Отдаленные результаты стоматологической диспансеризации работников промышленных предприятий с опасными условиями труда: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Чуянова Елена Юрьевна; ГБОУ ВПО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России. – Москва, 2016. – 128 с.

275. Шаймиева, Н.И. Медико-экономическая эффективность профилактики кариеса зубов с использованием фторсодержащего герметика у школьников /

Н.И. Шаймиева, Р.Ш. Хасанов, В.Н. Олесова // Казанский медицинский журнал. – 2021. – Т. 102. – № 3. – С. 389–394

276. Шаймиева, Н.И. Медико-экономическое обоснование региональных социально-ориентированных программ стоматологической помощи: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология; 14.02.03 – Общественное здоровье и здравоохранение / Шаймиева Наиля Ильгизовна; ФГАОУ ВО «Казанский (Приволжский) федеральный университет». – Казань, 2021. – 298 с.

277. Шаймиева, Н.И. Повышение медико-социальной эффективности Программы льготного зубопротезирования для отдельных категорий граждан в Республике Татарстан / Н.И. Шаймиева, Р.Ш. Хасанов, В.Н. Олесова // Вестник современной клинической медицины. – 2021. – Т. 14. – № 4. – С. 67–72.

278. Шашмурина, В.Р. Возможности применения протокола «Guided biofilm therapy» для профилактики мукозита и периимплантита / В.Р. Шашмурина, Л.И. Девликанова // Российский стоматологический журнал. – 2018. – Т. 22. – № 5. – С. 262–266.

279. Шумаков, Ф.Г. Экспериментально-клиническое сравнение керамических и титановых дентальных имплантатов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Шумаков Филипп Геннадьевич; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва, 2018. – 136 с.

280. Экономическая эффективность использования трехмерной печати в технологии изготовления несъемных протезов-прототипов / О.О. Янушевич, Л.Г. Киракосян, Е.В. Соколов [и др.] // Экономика и управление: проблемы, решения. – 2022. – Т. 1. – № 8 (128). – С. 111–132.

281. Экономическая эффективность цифровой трансформации технологии несъемного протезирования в управлении стоматологическими услугами / О.О. Янушевич, С.Д. Арутюнов, И.В. Золотницкий [и др.] // Российская стоматология. – 2022. – Т. 15. – № 2. – С. 3–13.

282. Экономический анализ результатов оказания стоматологических услуг по договорам добровольного медицинского страхования и в виде платных

медицинских услуг / В.Д. Вагнер, Л.А. Маркина, Ф.Ф. Лосев, Д.Э. Богомолов // Институт стоматологии. – 2023. – № 1 (98). – С. 10–11.

283. Экспериментальное исследование поверхности титановых имплантатов, структурированных импульсным иттербиевым волоконным лазером / А.И. Яременко, Е.А. Зерницкая, П.А. Зотов [и др.] // Пародонтология. – 2021. – Т. 26. – № 2. – С. 88–95.

284. Экспериментальное моделирование функциональной нагрузки нижней челюсти при протезировании с опорой на имплантаты в неблагоприятных клинических условиях / Р.А. Розов, В.Н. Трезубов, Р.Ш. Гветадзе [и др.] // Стоматология. – 2022. – Т. 101. – № 6. – С. 28–34.

285. Экспериментальное обоснование применения хирургических навигационных шаблонов / С.К. Мамедов, Н.А. Гусейнов, С.Г. Ивашкевич [и др.] // Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26. – № 2. – С. 144–149.

286. Эртувханов, М.З. Сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния тканей многокорневых зубов, восстановленных корневыми штифтовыми вкладками из диоксида циркония и кобальтохромового сплава / М.З. Эртувханов, С.Н. Андреева, А.А. Смердов // Российская стоматология. – 2023. – Т. 16. – № 2. – С. 41–45.

287. Ярилкина, С.П. Медико-экономическая эффективность профессиональной гигиены полости рта: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 – Стоматология / Ярилкина Светлана Павловна; Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства. – Москва, 2013. – 108 с.

288. A conceptual review on reconstructive peri-implantitis therapy: Challenges and opportunities / H.L. Chan, A. Rodriguez Betancourt, C.C. Liu [et al.] // Clinical and experimental dental research. – 2023. – Vol. 9. – № 5. – P. 735–745.

289. A method for cantilever dental bridge material selection based upon mastication loads: finite element analysis / Y.N. Kharakh, A.E. Krupnin, D.A. Gribov [et al.] // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. – Moscow, 2020. – P. 747–751.

290. Accuracy of Computer-Assisted Template-Based Implant Placement Using Two Different Surgical Templates Designed with or without Metallic Sleeves: A Randomized

- Controlled Trial / M. Tallarico, M. Martinolli, Y. Kim [et al.] // *Dentistry journal*. – 2019. – Vol. 7. – № 2. – Art. 41.
291. Advantages and disadvantages of implant navigation surgery. A systematic review / J. Gargallo-Albiol, S. Barootchi, O. Salomó-Coll, H.L. Wang // *Anatomischer Anzeiger*. – 2019. – Vol. 225. – P. 1–10.
292. Al Yafi, F. Is Digital Guided Implant Surgery Accurate and Reliable? / F. Al Yafi, B. Camenisch, M. Al-Sabbagh // *Dental Clinics of North America*. – 2019. – Vol. 63. – № 3. – P. 381–397.
293. Alzahrani, K.M. Implant Bio-mechanics for Successful Implant Therapy: A Systematic Review / K.M. Alzahrani // *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. – 2020. – Vol. 10. – № 6. – P. 700–714.
294. Application of bioengineering devices for stress evaluation in dentistry: the last 10 years FEM parametric analysis of outcomes and current trends / G. Cervino, L. Fiorillo, A.V. Arzukanyan [et al.] // *Minerva stomatologica*. – 2020. – Vol. 69. – № 1. – P. 55–62.
295. Artificial intelligence applications in implant dentistry: A systematic review / M. Revilla-León, M. Gómez-Polo, S. Vyas [et al.] // *The Journal of prosthetic dentistry*. – 2023. – Vol. 129. – № 2. – P. 293–300.
296. Bedrossian, E. Do Dental Implant Width and Length Matter? / E. Bedrossian // *Compendium of continuing education in dentistry*. – 2020. – Vol. 41. – № 7. – P. e1–e5.
297. Biocompatibility and Bioresorption of 3D-Printed Polylactide and Polyglycolide Tissue Membranes / E.V. Kim, Y.S. Petronyuk, N.A. Guseynov [et al.] // *Bulletin of experimental biology and medicine*. – 2021. – Vol. 170. – № 3. – P. 356–359.
298. Biomaterials and Clinical Application of Dental Implants in Relation to Bone Density-A Narrative Review / A. Khaohoen, T. Sornsuan, P. Chaijareenont [et al.] // *Journal of clinical medicine*. – 2023. – Vol. 12. – № 21. – Art. 6924.
299. Biomechanical aspects of reinforced implant overdentures: A systematic review / M.F. Gibreel, A. Khalifa, M.M. Said [et al.] // *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. – 2019. – Vol. 91. – P. 202–211.
300. Biomechanical assessment of the stress-strain status of splinting structures and teeth periodontium in case of chronic periodontitis / M. Sadykov, A. Nesterov,

- D. Domenyuk [et al.] // Archiv Euromedica Hannover. – 2020. – Vol. 10. – № 4. – P. 149–156.
301. Biomechanical comparison of all-on-4 and all-on-5 implant-supported prostheses with alteration of anterior-posterior spread: a three-dimensional finite element analysis / X. Sun, K. Cheng, Y. Liu [et al.] // Frontiers in bioengineering and biotechnology. – 2023. – Vol. 11. – Art. 1187504.
302. Biomechanics in Removable Partial Dentures: A Literature Review of FEA-Based Studies / M.A. Mousa, J.Y. Abdullah, N.B. Jamayet [et al.] // BioMed research international. – 2021. – Vol. 2021. – Art. 5699962.
303. Bone Stress Evaluation with and without Cortical Bone Using Several Dental Restorative Materials Subjected to Impact Load: A Fully 3D Transient Finite-Element Study / R. Medina-Galvez, O. Cantó-Navés, X. Marimon [et al.] // Materials. – 2021. – Vol. 14. – № 19. – Art. 5801.
304. Carbon fiber-reinforced PEEK in implant dentistry: A scoping review on the finite element method / J.C.M. Souza, S.S. Pinho, M.P. Braz [et al.] // Computer methods in biomechanics and biomedical engineering. – 2021. – Vol. 24. – № 12. – P. 1355–1367.
305. Cemented versus screw-retained posterior implant-supported single crowns: A 24-month randomized controlled clinical trial / S. Wolfart, A. Rittich, K. Groß [et al.] // Clinical Oral Implants Research. – 2021. – Vol. 32. – № 12. – P. 1484–1495.
306. Change in the Dominant Side of Chewing as a Serious Factor for Adjusting the Prophylaxis Strategy for Implant-Supported Fixed Dental Prosthesis of Bounded Lateral Defects / A.O. Zekiy, E.A. Bogatov, I.A. Voronov [et al.] // European Journal of Dentistry. – 2020. – Vol. 15. – № 1. – P. 54–62.
307. Comparative clinicoradiologic research study of the tunnel plastics of multiple gingival recessions with Autograft and Xenogen Collagen matrix / A.P. Vedyayeva, T.V. Brailovskaya, S.V. Tarasenko [et al.] // Journal of Advanced Pharmacy Education & Research. – 2020. – Vol. 10. – № 4. – P. 98–104.
308. Comparative monitoring of gingival fluid cytokines in patients with periimplantitis during with antibacterial and photodynamic therapy / E.V. Ippolitov, S.T. Iliasova,

- A.A. Arutyunian [et al.] // Science. Education. Practice: Materials of the International University Science Forum (Canada, Toronto). – 2020. – P. 128–136.
309. Comprehensive treatment of patients with dislocation of the articular disc of the temporomandibular joint with different types of occlusal splints / T.V. Chkhikvadze, E.V. Roschin, T.V. Bykovskaya [et al.] // International Journal of Psychosocial Rehabilitation. – 2020. – Vol. 24. – № 5. – P. 4744–4753.
310. Delgado-Ruiz, R.A. Effects of occlusal forces on the peri-implant-bone interface stability / R.A. Delgado-Ruiz, J.L. Calvo-Guirado, G.E. Romanos // Periodontology 2000. – 2019. – Vol. 81. – № 1. – P. 179–193.
311. Dental implant customization using numerical optimization design and 3-dimensional printing fabrication of zirconia ceramic / Y.C. Cheng, D.H. Lin, C.P. Jiang, Y.M. Lin // International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. — 2017. – Vol. 33. – № 5. – doi: 10.1002/cnm.2820.
312. Design of dental implants at materials level: An overview / X. Jiang, Y. Yao, W. Tang [et al.] // Journal of biomedical materials research. Part A. – 2020. – Vol. 108. – № 8. – P. 1634–1661.
313. Development of tilted implant for free end of maxillary posterior teeth / X.R. Xin, Q. Cai, H.C. Wang, Y.M. Zhou // Hua xi kou qiang yi xue za zhi. – 2020. – Vol. 38. – № 1. – P. 86–89.
314. Does traumatic occlusal forces lead to peri-implant bone loss? A systematic review / M.M. Bertolini, A.A. Del Bel Cury, L. Pizzoloto [et al.] // Brazilian oral research. – 2019. – Vol. 33. – Suppl. 1. – Art. e069.
315. Effect of different impactor designs on biomechanical behavior in the interface bone-implant: A comparative biomechanics study / A. Bachiri, N. Djebbar, B. Boutabout, B. Serier // Computer methods and programs in biomedicine. – 2023. – Vol. 197. – Art. 105723.
316. Effect of peri-implantitis associated horizontal bone loss on stress distribution around dental implants—A 3D finite element analysis / S. Gupta, P. Goyal, A. Jain, P. Chopra // Materials Today: Proceedings. – 2020. – Vol. 28. – № 3. – P. 1503–1509.

317. FE study of bone quality effect on load-carrying ability of dental implants / V. Demenko, I. Linetsky, V. Nesvit [et al.] // *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. – 2014. – Vol. 17. – № 16. – P. 1751–1761.
318. Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions / C. Falcinelli, F. Valente, M. Vasta, T. Traini // *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*. – 2023. – Vol. 39. – № 6. – P. 539–556.
319. Finite element and experimental analysis to select patient's bone condition specific porous dental implant, fabricated using additive manufacturing / A. Chakraborty, P. Datta, S. Majumder [et al.] // *Computers in Biology and Medicine*. – 2020. – Vol. 124. – Art. 103839.
320. Gaikwad, A.M. Biomechanical and histomorphometric analysis of endosteal implants placed by using the osseodensification technique in animal models: A systematic review and meta-analysis / A.M. Gaikwad, A.A. Joshi, J.B. Nadgere // *The Journal of prosthetic dentistry*. – 2022. – Vol. 127. – № 1. – P. 61–70.
321. Hosseini-Faradonbeh, S.A. Biomechanical evaluations of the long-term stability of dental implant using finite element modeling method: a systematic review / S.A. Hosseini-Faradonbeh, H.R. Katoozian // *The journal of advanced prosthodontics*. – 2022. – Vol. 14. – № 3. – P. 182–202.
322. Immunohistochemical and morphological characteristics of tissues response to polylactic acid membranes with silver nanoparticles / G. Demyashkin, E. Kogan, L. Borozdkin [et al.] // *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. – 2020. – Vol. 25. – № 1. – P. e29–e33.
323. Impact of implant location on load distribution of implant-assisted removable partial dentures: a review of in vitro model and finite-element analysis studies / H. Ichikawa, N. Yoda, T. Ogawa [et al.] // *International journal of implant dentistry*. – 2023. – Vol. 9. – № 1. – Art. 31.
324. Implant-assisted removable partial dentures: Part II. a systematic review of the effects of implant position on the biomechanical behavior / S. Kuroshima, M. Sasaki, F.A. Al-Omari [et al.] // *Journal of prosthodontic research*. – 2024. – Vol. 68. – № 1. – P. 40–49.

325. Implant-supported removable partial dentures compared to conventional dentures: A systematic review and meta-analysis of quality of life, patient satisfaction, and biomechanical complications / O.N. Bandiaky, D.L. Lokossou, A. Soueidan [et al.] // *Clinical and experimental dental research*. – 2022. – Vol. 8. – № 1. – P. 294–312.
326. In vitro investigation of laser-induced microgrooves on titanium surface / V.P. Veiko, Y.Y. Karlagina, E.E. Egorova [et al.] // *Journal of Physics: Conference Series*. – 2019. – Vol. 1571. – № 1. – Art. 012010.
327. In Vitro Study of Ti Implants with Laser-functionalized Surface / Y.Y. Karlagina, G.V. Odintsova, E.E. Egorova [et al.] // *Optics, Photonics and Lasers: Proceedings of the 3rd International Conference on Optics, Photonics and Lasers (OPAL' 2020)*. – Spain, 2020. – P. 56–57.
328. In vivo measurement of three-dimensional load exerted on dental implants: a literature review / I. Assoratgoon, N. Yoda, M. Iwamoto [et al.] // *International journal of implant dentistry*. – 2022. – Vol. 8. – № 1. – Art. 52.
329. Individual variability of morphological dental parameters in adult men / O.V. Kalmin, L.A. Ziulkina, E.A. Koretskaya [et al.] // *Journal of Critical Reviews*. – 2020. – Vol. 7. – № 9. – P. 1061–1065.
330. Influence of a new abutment design concept on the biomechanics of peri-implant bone, implant components, and microgap formation: a finite element analysis / H. Nie, Y. Tang, Y. Yang [et al.] // *BMC oral health*. – 2023. – Vol. 23. – № 1. – Art. 277.
331. Influence of Bone Definition and Finite Element Parameters in Bone and Dental Implants Stress: A Literature Review / M. Prados-Privado, C. Martínez-Martínez, S.A Gehrke, J.C. Prados-Frutos // *Biology*. – 2020. – Vol. 9. – № 8. – Art. 224.
332. Influence of dental prosthetics technology on the dynamics of early predictors of destructive inflammatory process in the periimplant zone / V.P. Tlustenko, I.M. Bayrikov, D.A. Trunin [et al.] // *Bulletin of Russian State Medical University*. – 2019. – № 2. – P. 39–42.
333. Influence of Implant Length and Associated Parameters Upon Biomechanical Forces in Finite Element Analyses: A Systematic Review / L. Hingsammer, B. Pommer, S. Hunger [et al.] // *Implant dentistry*. – 2019. – Vol. 28. – № 3. – P. 296–305.

334. Investigating the impact of diameters and thread designs on the Biomechanics of short implants placed in D4 bone: a 3D finite element analysis / A.R. Alqahtani, S.R. Desai, J.R. Patel [et al.] // *BMC Oral Health*. – 2023. – Vol. 23. – № 1. – Art. 686.
335. Kayabasi, O. Design methodology for dental implant using approximate solution techniques / O. Kayabasi // *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*. – 2020. – Vol. 121. – № 6. – P. 684–695.
336. Kim, J.C. Three interfaces of the dental implant system and their clinical effects on hard and soft tissues / J.C. Kim, M. Lee, I.L. Yeo // *Materials horizons*. – 2022. – Vol. 9. – № 5. – P. 1387–1411.
337. Kul, E. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study / E. Kul, İ.H. Korkmaz // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2021. – Vol. 126. – № 5. – P. 664.e1–664.e9.
338. Larsen, P.E. Managing the Posterior Maxilla with Implants Using Bone Grafting to Enhance Implant Sites / P.E. Larsen, K.S. Kennedy // *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. – 2019. – Vol. 31. – № 2. – P. 299–308.
339. Laser-assisted fabrication and in vitro verification of functionalized surface for cells biointegration / V. Veiko, Y. Karlagina, T. Itina [et al.] // *Optics and laser technology*. – 2021. – Vol. 138. – Art. 106871.
340. Mechanobiologically optimization of a 3D titanium-mesh implant for mandibular large defect: A simulated study / H. Gao, X. Li, C. Wang [et al.] // *Materials Science and Engineering. C, Biomimetic and supramolecular systems*. – 2019. – Vol. 104. – Art. 109934.
341. Meta-analysis of randomized clinical trials comparing clinical and patient-reported outcomes between extra-short (≤ 6 mm) and longer (≥ 10 mm) implants / A. Ravidà, I.C. Wang, S. Barootchi [et al.] // *Journal of clinical periodontology*. – 2019. – Vol. 46. – № 1. – P. 118–142.
342. Microhemodynamic changes as indicator of psychoemotional stress at dental treatment / D.V. Mikhalchenko, A. Vorobyev, A. Alexandrov [et al.] // *Archiv Euromedica*. – 2020. – Vol. 2. – № 10. – P. 102–105.

343. Mineralization of Titanium Surfaces: Biomimetic Implants / J. Gil, J.M. Manero, E. Ruperez [et al.] // *Materials (Basel)*. – 2021. – Vol. 14. – № 11. – Art. 2879.
344. Occlusion as a predisposing factor for peri-implant disease: A review article / S.J. Lee, O. Alamri, H. Cao [et al.] // *Clinical implant dentistry and related research*. – 2023. – Vol. 25. – № 4. – P. 734–742.
345. Optimal cuspal coverage of ceramic restorations using CAD/CAM: Biomechanical characteristic analysis by 3D finite element analysis and in vitro investigation / W. Ruan, Z. Zheng, L. Jiang [et al.] // *International journal of computerized dentistry*. – 2022. – Vol. 25. – № 3. – P. 267–276.
346. Optimization of stress distribution of bone-implant interface (BII) / C. Zhang, C. Zeng, Z. Wang [et al.] // *Biomaterials advances*. – 2023. – Vol. 147. – Art. 213342.
347. Orthopaedic osseointegration: Implantology and future directions / A.L. Overmann, C. Aparicio, J.T. Richards [et al.] // *Journal of orthopaedic research*. – 2020. – Vol. 38. – № 7. – P. 1445–1454.
348. Osseodensification effect on implants primary and secondary stability: Multicenter controlled clinical trial / E.T.P. Bergamo, A. Zahoui, R.B. Barrera [et al.] // *Clinical implant dentistry and related research*. – 2021. – Vol. 23. – № 3. – P. 317–328.
349. Osteoinductive potential of highly porous polylactide granules and Bio-Oss impregnated with low doses of BMP-2 / A.V. Vasilyev, V.S. Kuznetsova, T.B. Bukharova [et al.] // *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*. – 2020. – Vol. 421. – № 5. – Art. 052035.
350. Patient satisfaction with ball and Equator attachments for single-implant mandibular overdentures: A short-term randomised crossover clinical trial / N.E.K.S. Taha, D.R. Dias, T.M.C. Oliveira [et al.] // *Journal of oral rehabilitation*. – 2020. – Vol. 47. – № 3. – P. 361–369.
351. PEEK for Oral Applications: Recent Advances in Mechanical and Adhesive Properties / C. Luo, Y. Liu, B. Peng [et al.] // *Polymers*. – 2023. – Vol. 15. – № 2. – Art. 386.
352. Periprosthetic biomechanical response towards dental implants, with functional gradation, for single/multiple dental loss / S. Chatterjee, S. Sarkar, S.R. Kalidindi,

- B. Basu // *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. – 2019. – Vol. 94. – P. 249–258.
353. Photoelasticity for Stress Concentration Analysis in Dentistry and Medicine / M. Marín-Miranda, A.M. Wintergerst, Y.A. Moreno-Vargas [et al.] // *Materials*. – 2022. – Vol. 15. – № 19. – Art. 6819.
354. Pilot-drill guided vs full-guided implant insertion in artificial mandibles — a prospective laboratory study in fifth-year dental students / M.C. Schulz, F. Hofmann, U. Range [et al.] // *International Journal of Implant Dentistry*. – 2019. – Vol. 5. – № 1. – Art. 23.
355. Precision medicine using patient-specific modelling: state of the art and perspectives in dental practice / P. Lahoud, R. Jacobs, P. Boisse [et al.] // *Clinical oral investigations*. – 2022. – Vol. 26. – № 8. – P. 5117–5128.
356. Preliminary study of clinical outcomes for single implant-retained mandibular overdentures / M. Asami, M. Kanazawa, T.V. Lam [et al.] // *Journal of oral science*. – 2020. – Vol. 62. – № 1. – P. 98–102.
357. Prospective randomized clinical trial evaluating the effects of two different implant collar designs on peri-implant healing and functional osseointegration after 25 years / A.J. Camarda, R. Durand, M. Benkarim [et al.] // *Clinical oral implants research*. – 2021. – Vol. 32. – № 3. – P. 285–296.
358. Rameh, S. Key factors influencing short implant success / S. Rameh, A. Menhall, R. Younes // *Oral and maxillofacial surgery*. – 2020. – Vol. 24. – № 3. – P. 263–275.
359. Reddy, M.S. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review / M.S. Reddy, R. Sundram, H.A. Eid Abdemagyd // *Journal of pharmacy & bioallied sciences*. – 2019. – Vol. 11. – Suppl. 2. – P. S85–S91.
360. Review of the Mechanical Behavior of Different Implant-Abutment Connections / A.S. Vinhas, C. Aroso, F. Salazar [et al.] // *International journal of environmental research and public health*. – 2020. – Vol. 17. – № 22. – Art. 8685.
361. Romanos, G.E. Concepts for prevention of complications in implant therapy / G.E. Romanos, R. Delgado-Ruiz, A. Sculean // *Periodontology 2000*. – 2019. – Vol. 81. – № 1. – P. 7–17.

362. Rozov, R.A. Immediate implant supported prosthodontic treatment of the edentulous jaw with additional implant stabilization / R.A. Rozov // *Baltic Dental and Maxillofacial Journal*. – 2021. – Vol. 23. – № 3. – P. 69–74.
363. Santonocito, D.A Parametric Study on a Dental Implant Geometry Influence on Bone Remodelling through a Numerical Algorithm / D. Santonocito, F. Nicita, G. Risitano // *Prosthesis*. – 2021. – Vol. 3. – №. 2. – P. 157–172.
364. Schlegel, K.A. Implantate beim hochbetagten Patienten – Fluch oder Segen?! / K.A. Schlegel, C.H. Schmitt, T. Möst // *Implantologie*. – 2020. – Vol. 28. – № 2. – P. 157–166.
365. Stress-strain state of bone tissue of the mandible at loading of the nonremoval prosthesis on intraosseous dental implants at the substitution of the tooth defect of the teeth range / V.N. Olesova, R.S. Zaslavsky, K.V. Shmatov, E.E. Olesov, A.Y. Lerner, A.S. Ivanov // *Russian Journal of Biomechanics*. – 2018. – Vol. 22. – № 2. – P. 194–199.
366. Study of elastic elements of lower jaw exoskeleton / A. Vorobiev, D. Dyachenko, Yu. Makedonova [et al.] // *Archiv EuroMedica*. – 2020. – Vol. 10. – № 2. – P. 125–127.
367. Survival of tooth-implant connections: A systematic review and meta-analysis / S. Taneja, A. Khalikar, S. Wankhade [et al.] // *Journal of Indian Prosthodontic Society*. – 2023. – Vol. 23. – № 4. – P. 310–321.
368. Tatakis, D.N. Guided implant surgery risks and their prevention / D.N. Tatakis, H.H. Chien, A.O. Parashis // *Periodontology 2000*. – 2019. – Vol. 81. – № 1. – P. 194–208.
369. The bioelectrical properties of bone tissue / B.C. Heng, Y. Bai, X. Li [et al.] // *Animal models and experimental medicine*. – 2023. – Vol. 6. – № 2. – P. 120–130.
370. The Effect of Crown-to-Implant Ratio on the Clinical Outcomes of Dental Implants: A Systematic Review / A. Ravidà, S. Barootchi, A. Alkanderi [et al.] // *The International journal of oral & maxillofacial implants*. – 2019. – Vol. 34. – № 5. – P. 1121–1131.
371. The mechanical and clinical influences of prosthetic index structure in Morse taper implant-abutment connection: a scoping review / L. Shen, C. Dong, J. Chen [et al.] // *BMC oral health*. – 2023. – Vol. 23. – № 1. – Art. 775.

372. The role of soft tissues in the formation of functional aesthetics around solid (one-piece) and collapsible (two-pieces) dental implants installed according to a one-step protocol. Comparative analysis / A.M. Frolov, M.A. Amkhadova, E.A. Butler, I.S. Amkhadov // *Indo American Journal of Pharmaceutical Sciences*. – 2019. – Vol. 6. – № 5. – P. 9224–9234.
373. Time efficiency and efficacy of a centralized computer-aided-design/computer-aided-manufacturing workflow for implant crown fabrication: A prospective controlled clinical study / S. Mühlemann, S.T. Lamperti, L. Stucki [et al.] // *Journal of Dentistry*. – 2022. – Vol. 127. – Art. 104332.
374. Trephination-based, guided surgical implant placement: A clinical study / N. Suriyan, L. Sarinnaphakorn, G.R. Deeb, S. Bencharit // *The Journal of prosthetic dentistry*. – 2019. – Vol. 121. – № 3. – P. 411–416.
375. Unsal, G.S. Advantages and limitations of implant surgery with CAD/CAM surgical guides: A literature review / G.S. Unsal, I. Turkyilmaz, S. Lakhia // *Journal of clinical and experimental dentistry*. – 2020. – Vol. 12. – № 4. – P. e409–e417.
376. Use of Narrow-Diameter Implants in Completely Edentulous Patients as a Prosthetic Option: A Systematic Review of the Literature / S. Storelli, A. Caputo, G. Palandrani [et al.] // *BioMed research international*. – 2021. – Vol. 2021. – Art. 5571793.
377. Verma, V. Biomechanical efficiency of different implant-abutment connection: a systematic review of studies using photoelastic stress analysis / V. Verma, P. Hazari, P. Verma // *Evidence-based dentistry*. – 2023. – Vol. 24. – № 2. – Art. 92.
378. Wulfman, C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review / C. Wulfman, A. Naveau, C. Rignon-Bret // *The Journal of prosthetic dentistry*. – 2020. – Vol. 124. – № 2. – P. 161–167.
379. Yaremenko, A.I. Laser Patterned Microcoagulation and Microablation technology: Clinical study of gingiva regeneration in implantation zone / A.I. Yaremenko, E.A. Zernitskaya // *24th EACMFS Congress*. – Munich, Germany, 2018. – Art. 540.

380. Yaremenko, A.I. Laser-Patterned Microcoagulation (LPM) Technology / A.I. Yaremenko, E.A. Zernitskaya // 3rd International Conference on Craniofacial Surgery. – Roma, Italy, 2019. – Art. 18.