

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

На правах рукописи



Берсанова Макка Руслановна

**Биомеханические факторы деформаций и поломок
дентальных имплантатов**

3.1.7. Стоматология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук, профессор
Олесова Валентина Николаевна

Москва – 2025

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР.....	12
1.1. Частота, структура и причины поломок протетических конструкций в стоматологии	12
1.2. Экспериментальные методы анализа напряженно-деформированного состояния зубов, опорных тканей и протетических конструкций в стоматологии	20
1.2.1. Компьютерные методы моделирования распределения напряжений	27
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ.....	36
2.1. Методика опроса и содержание анкеты по выявляемости поломок конструкций на имплантатах.....	36
2.2. Объем и последовательность трехмерного математического моделирования напряжений от нагрузки в протезах на имплантатах	38
2.3. Микроскопия деформированных поверхностей компонентов титановых дентальных имплантатов	41
2.4. Статистическая обработка результатов исследования	45
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ	46
3.1. Частота и причины разрушения дентальных имплантатов и покрывающих конструкций по данным анкетирования врачей стоматологов	46
3.2. Напряженно-деформированное состояние внутрикостного дентального имплантата в условиях оптимальной функциональной нагрузки	50
3.3. Негативное воздействие неблагоприятных биомеханических условий на напряжённо-деформированное состояние внутрикостного имплантата	54
3.4. Изменение параметров напряжённо-деформированного состояния имплантатов при замещении протяженного дефекта зубного ряда	84
3.5. Деформация контактных поверхностей компонентов титановых дентальных имплантатов по данным электронной микроскопии.....	94
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	98
ВЫВОДЫ	103

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	105
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ	106
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	107

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Высокая прочность конструкционных материалов протетических конструкций на имплантатах, а именно титана и керамики, не гарантирует от разрушения протезов и имплантатов под действием многолетней функциональной нагрузки [76,83, 117, 19, 26, 52, 58, 86, 89, 103, 131, 140, 145, 175, 196, 218]. В клинической практике встречаются поломки и деформации как протезов, так и компонентов имплантатов, обуславливающие необходимость переделки дорогостоящих конструкций [3, 6, 36, 38, 54, 137,147]. Указанные осложнения эмпирически связываются с механической перегрузкой при малом числе опорных имплантатов, их небольшом размере и неоптимальном размещении в костной ткани. К сожалению, публикации по поводу указанных поломок касаются отдельных клинических случаев и не сопровождаются статистическими данными. Сложные и неадекватные биомеханические условия функционирования имплантатов по влиянию на целостность имплантатов и опирающихся протезов системно не анализировались.

При этом в имплантологии ввиду важности состояния периимплантатной костной ткани немало исследований ее напряженно-деформированного состояния под нагрузкой с помощью двух- и трехмерного математического моделирования [27, 44, 50, 59, 60, 31, 87, 90, 149, 169, 181, 184, 206, 198]. Относительно самих имплантатов и протетических конструкций биомеханических математических расчетов в зависимости от разных условий их нагрузки не проводилось.

Степень разработанности темы исследования

Ближайшие работы по проблеме представленного исследования касаются влияния биомеханических условий функциональной нагрузки на эффективность

протезирования на имплантатах [21, 86]. В клинике показано более частое развитие периимплантатной резорбции костной ткани и удаление имплантатов в неблагоприятных биомеханических условиях [6, 137].

Встречаются работы на основе трехмерного математического моделирования, выявляющие негативное влияние ряда биомеханических условий на напряженно-деформированное состояние протетических конструкций [72, 44].

Методически близкие исследования биомеханических проблем в стоматологии – исследования Заславского Р.С. и Олесовой Э.А. [32, 17]. Заславский Р.С. в трехмерных математических моделях проанализировал функциональные напряжения в периимплантатных костных тканях в разных биомеханических условиях эксплуатации; Олесова Э.А. для анализа причин переломов и трещин зубов также с помощью математического моделирования проанализировала максимальные напряжения в эмали и дентине зуба. Получены закономерности влияния биомеханических условий на напряженно-деформированное состояние костной ткани и зубов. Однако, указанные исследования, несмотря на методическую близость, не затрагивали проблему целостности и деформационных изменений самих имплантатов и опирающихся на них коронок. С увеличением сроков эксплуатации протезов на имплантатах эти аспекты имплантологии становятся актуальными.

Цель и задачи исследования

Цель: обоснование профилактики функциональной перегрузки дентальных имплантатов с помощью трехмерного математического моделирования их напряженно-деформированного состояния.

Задачи:

1. Провести анкетирование среди врачей стоматологов по выявляемости поломок имплантатов и покрывающих несъемных протезов.

2. Проанализировать в математическом эксперименте степень увеличения максимальных напряжений в имплантате и покрывающих протезах при функционировании в неблагоприятных биомеханических условиях.

3. Выявить особенности величины и распределения функциональных напряжений в несъемных протезах на имплантатах, замещающих частичный дефект зубного ряда.

4. С помощью электронной микроскопии проанализировать деформационные изменения поверхностей удаленных имплантатов и абатментов.

5. Представить клинические рекомендации по предупреждению эксплуатационной перегрузки конструкций на дентальных имплантатах.

Научная новизна

Впервые при целенаправленном опросе врачей-стоматологов в Чеченской республике, имеющих опыт работы в дентальной имплантологии, установлены частота, структура и сроки нарушений целостности имплантатов, абатментов и покрывающих несъемных протезов. Определены возможности замены протетической конструкции и компонентов имплантатов при их деформации или нарушении целостности без удаления имплантатов.

Впервые в условиях трехмерного математического моделирования изучено напряженно-деформированное состояние имплантатов, абатментов и покрывающих коронок в условиях широкого спектра оптимальных и неадекватных биомеханических условий нагрузки.

Изучено напряженно-деформированное состояние имплантатов, замещающих частичные дефекты зубных рядов.

Впервые по данным микроскопии зафиксированы деформационные изменения имплантатов и абатментов вследствие многолетней эксплуатации.

Теоретическая и практическая значимость работы

Представлены клинические обстоятельства поломок имплантатов, в частности, перегрузка протезов и резорбция костной ткани; срок поломок – не ранее 5 лет с начала эксплуатации. По данным анкетирования врачей даны сведения о возможности замены двух третей протетических конструкций и компонентов имплантатов при их разрушении.

Выявлено негативное влияние – повышение напряжений в абатментах и имплантатах при уменьшении диаметра имплантатов, наклоне абатментов, резорбции костной ткани, немедленной нагрузке, окклюзионном супраконтакте (до предела прочности керамики).

Выявлены благоприятные особенности напряженно-деформированного состояния мостовидных протезов на двух имплантатах в отличие от протезов с опорой на имплантат и зуб, в которых имплантат и абатмент испытывают предельные напряжения.

Сформирована база данных «Максимальные напряжения в дентальном имплантате и окружающей кости при нагрузке в неадекватных биомеханических условиях», № 2024625103 (12.11.2024).

Результаты математического моделирования по локализации деформирующих функциональных напряжений подтверждены данными микроскопии поверхности удаленных имплантатов и абатментов.

Методология и методы исследования

В работе проведено анкетирование врачей стоматологов по частоте выявления и причинам поломок и деформаций дентальных имплантатов и покрывающих протетических конструкций.

С использованием трехмерного математического моделирования и в сопоставлении с пределами прочности конструкционных материалов изучены показатели функциональных напряжений в компонентах протетических

конструкций на имплантатах, подверженных нагрузке разного направления и при воздействии разных биомеханических факторов.

С применением электронной микроскопии проанализированы поверхности удаленных имплантатов и абатментов с целью выявления эксплуатационных деформаций и трещин

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

Положения, выносимые на защиту

1. Частота выявления поломок несъемных протетических конструкций и опорных имплантатов составляет 5% с возможностью сохранения двух третей имплантатов путем замены покрывающей конструкции. Треть поломок происходит в условиях недостаточности объема периимплантатной костной ткани и неполного замещения отсутствующих зубов.

2. Неадекватные биомеханические условия нагрузки имплантата увеличивают напряжения в абатменте и имплантате не менее чем на 60%, в большей степени при наклонной нагрузке. Предел прочности точечно испытывает керамическая коронка или облицовка при окклюзионном супраконтакте.

3. Увеличение протяженности дефекта зубного ряда и его замещение имплантатами соответственно числу отсутствующих зубов увеличивает напряжения в абатментах и покрывающих коронках по сравнению с одиночным имплантатом и мостовидным протезом на имплантатах. Включение зуба в опору протеза, наряду с имплантатом, приводит к перегрузке имплантата.

4. Эксплуатация титановых дентальных имплантатов сопровождается деформацией контактирующих поверхностей имплантатов и абатментов.

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 врачей стоматологов для анкетирования по проблемам поломок конструкций на имплантатах, результатами современного трехмерного математического моделирования напряженно-деформированного состояния под нагрузкой имплантатов, абатментов и покрывающих протетических конструкций, электронно-микроскопическим анализом поверхности удаленных имплантатов, применением современных методов статистической обработки данных.

Материалы исследования доложены на Международной научно-практической конференции молодых ученых и специалистов ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России «Ильинские чтения» (Москва, 2024, 2025), Научно-практической конференции МБУ ИНО ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России «Научный авангард» (Москва, 2024, 2025), Конференции «Актуальные вопросы стоматологии», посвященной основателю кафедры ортопедической стоматологии КГМУ, профессору И.М. Оксману (Казань, 2025), Всероссийском стоматологическом форуме «Дентал Ревю» (Москва, 2025), Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Здоровое долголетие и персонализированная медицина 2025» (Казань, 2025), VI Международной научно-практической конференции «Ученики-учителям» (Москва, 2025), VIII научно-практической конференции «Актуальные вопросы стоматологии», посвященная 15-летию образования кафедры стоматологии (Киров, 2025 г).

Апробация диссертационной работы проведена на заседании кафедры стоматологии Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России (02.06.2025, протокол № 5).

Внедрение результатов исследования в практику

Результаты исследования внедрены в практику работы Медицинской клиники «Берс» (Грозный), ФГБУЗ «Клинический центр стоматологии» ФМБА России (Москва); в учебный процесс на кафедре общей стоматологии ФГБОУ ВО «Чеченский государственный университет им. А.А. Кадырова»; кафедре стоматологии Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России (Москва).

Личный вклад автора

Автор самостоятельно в полном объеме провела анализ литературных данных по теме исследования; организовала анкетирование 51 врачей стоматологов с последующим анализом частоты и причин поломок протезов на имплантатах; описаны электронно-микроскопические картины поверхностей 48 удаленных имплантатов. С участием автора проведено трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния имплантатов, абатментов и покрывающих протезов; зарегистрирована база данных «Максимальные напряжения в дентальном имплантате и окружающей кости при нагрузке в неадекватных биомеханических условиях».

Публикации по теме диссертации

По результатам исследования автором опубликовано 15 печатных работ, в том числе 4 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 кандидата наук; 1 статья в издании, индексируемом в международной базе данных Chemical Abstracts; 8 публикаций в сборниках материалов международных и всероссийских научных конференций; 1 учебно-методическое пособие; 1 свидетельство о государственной регистрации базы данных.

Структура и объем диссертации

Работа изложена на 138 листах компьютерного текста и состоит из введения, обзора литературы, трех глав собственных исследований, обсуждения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и условных обозначений, списка литературы. Диссертация иллюстрирована 45 рисунками и 5 таблицами. Список литературы включает 230 источника, из которых 137 отечественных и 93 зарубежных.

ГЛАВА 1. ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР

1.1. Частота, структура и причины поломок протетических конструкций в стоматологии

Неблагоприятные последствия ортопедического лечения, в частности, нарушение целостности протетических конструкций, в том числе, опорных имплантатов, остаются актуальной проблемой в современной стоматологии [1, 2, 3, 6, 36, 37, 38, 54, 64, 81, 103, 128, 134, 137, 147, 228].

Янушевич О.О. с соавторами, анализируя значимость клинических рекомендаций, информировали по анализу за 10 лет, что претензия и жалобы населения в 40,11% случаев касаются ортопедической стоматологии, в том числе на имплантатах [137].

В связи с этим авторы сделали большой обзор свойств материалов, пригодных для изготовления дентальных имплантатов [61]. Упоминаются такие распространенные, а также перспективные имплантологические материалы, как титан, цирконий, керамика, тантал, графен. По данным авторов, использование всех указанных материалов и технологических процессов для производства имплантатов оправдано. Тем не менее актуален поиск других материалов, обладающих большей биосовместимостью, меньшим токсическим воздействием на организм (или его отсутствием), оптимальными функционально-эстетическими свойствами, минимально возможной стоимостью изготовления изделия. Перспективными считаются исследования керамо-металлических материалов с добавлением графена.

Гильманова Н.С. с соавторами проанализировали причины обращения с претензиями пациентов с имплантатами для экспертизы в Сеченовский университет [3]. Все обратившиеся имели несъемные ортопедические конструкции с опорой на имплантатах. Частые недостатки: неплотное смыкание зубных рядов, затрудненное пережевывание пищи, эстетические нарушения.

Критичное отношение к консольным протезам, часто разрушающимся и негативно влияющим на опорные зуб, высказал Лосев Ф.Ф. с соавторами [54]. Обследовав 126 пациентов с укороченным зубным рядом, авторы обнаружили 80% костных карманов и 81,3% трещин у опорных зубов. Констатировано сокращение срока службы ортопедических конструкций.

Важные результаты состояния имплантатов и протяженных несъемных протетических конструкций описал Розов Р.А со соавторами, оценив последствия протезирования на имплантатах через 15 лет (354 имплантата, 27 пациентов, 51 протез протяженностью свыше 12 звеньев на 6-8 имплантатах, каркасы из золотоплатинового сплава с керамической облицовкой, винтовая фиксация) [75]. У 85,8% имплантатов через 15 лет отсутствовала кровоточивость, у 49,3% не было налета на шейке имплантатов, убыль кости по ортопантограмме (ОПТГ) в среднем 1,44 мм. Отмечены механические осложнения: скол облицовки (100%), перелом горизонтального винта (4,7%), нарушение фиксации горизонтального винта (17,5%), поломок каркаса не обнаружено. Биологические осложнения: потеря имплантата (0,56%), периимплантит (16,2%), мукозит (22%), рецессия десны с обнажением шейки имплантата (9,4%). Замены протезов не производилось. Автор разделяет мнение Т. Albrektsson, расценивающего хроническое воспаление вокруг имплантата как иммунную защитную реакцию, а также Р. Coli и Т. Jemt, не усматривающих резорбцию кости у имплантатов, как обязательную причину удаления. Автор ссылается на Р. Paraspyridakos с соавторами, которые считают, что бруксизм в 2 раза увеличивает выявляемость сколов облицовки. Подчеркивается важность винтовой фиксации протезов и гигиенической диспансеризации пожилых пациентов.

Кулаков А.А с соавторами по анализу 108 военнослужащих с дентальными имплантатами сочли стабильными отдаленные результаты протезирования у 82,4% обследованных; у остальных наблюдали гиперемию и кровоточивость периимплантатной десны (40,7% от неудовлетворительных результатов), резорбцию периимплантатной кости (21,9%), рецессия десны (21,8%),

периимплантатный свищ (5,3%), гнойное отделяемое (5,2%), низкие показатели стабильности имплантатов (5,1%) [114].

По данным Мартынова Д.В. и Саламова М.Я. прочность контакта имплантата и абатмента зависит от функциональной нагрузки [56]. В эксперименте с промышленной компьютерной томографией имплантата авторы установили протяженность контакта разных узлов соединения имплантатов с стандартными абатментами. В зависимости от производителя длина контакта варьирует от 270 мкм до 1300 мкм, ширина зазора – от 5,0 мкм до 12 мкм, различия ширины зазора вдоль окружности узла соединения – от 2,5 мкм – 14 мкм. Несмотря на подобие индивидуальных абатментов стандартным, обнаружены в них технологические дефекты. Важным итогом исследования стала констатация расширения и деформации зазора в результате функциональной нагрузки (с 2 до 12 мкм.). Именно наличие зазора, по мнению опрошенных стоматологов, является причиной воспалительных осложнений периимплантатных тканей.

Студенкин Р.В, Мамедов А.А. изучили важные биомеханические обстоятельства в клинике, а именно, установленных на различных уровнях имплантатов с разной текстурой шейки [120]. Коэффициенты стабильности имплантатов ISQ фиксировались с помощью резонансно-частотного анализа сразу после установки имплантата и через 1, 4, 8 и 12 недель. Стабильность (ISQ) выше для широких имплантатов и для нижнечелюстных имплантатов; длина имплантата не влияла на стабильность имплантатов. Более глубокое погружение имплантата может имеет значение только для первичной стабильности. Важнее диаметр имплантата и челюсть для его установки.

Студеникин Р.В с соавторами поднял важную тему клинической эффективности немедленной нагрузки имплантатов разной длины, что характерно для практики [120]. Автор предложил съемные основания с переключением платформ и получил прирост костной ткани и быстрой регенерацию мягких тканей. При этом применен цифровой анализ конструкции протеза. С помощью шинирующих комбинированных конструкций с уровня съемных оснований с переключением платформ On1, multiunit получен хороший отдаленный результат.

Анализируя причины судебных исков в разделе дентальной имплантации, Иорданашвили А.К по опыту Санкт-Петербурга перечисляет их: отсутствие первичной стабилизации имплантата, потеря имплантата, ощущение инородного тела в челюсти в области имплантата, периимплантит, повреждения нервов или корня зуба. [37]

Влияние протезирования на имплантатах на разнообразные функции зубочелюстной системы изучала Мержоева Х.М. на примере фронтальных зубов [62]. С учетом ожидаемого увеличения объема искусственного зуба на имплантате автор фиксировала накладки 3 – 4 мм на фронтальный верхний резец и проводила анкетирование 50 студентов в этой группе. Анкетирование установило существенный дискомфорт от изменения биомеханических условий относительно речи и откусывания, что вынуждает применять угловые имплантаты.

Влияние циклической нагрузки имплантатов на удерживающую способность фиксирующего винта диоксидциркониевых коронок изучила Мержоева Х.М. [63]. Особенностью изучения было сравнение фиксации к абатментам с разным углом наклона, поскольку в этом случае нагрузка на имплантат не аксиальная. После циклического нагружения 1×10^6 циклов определялся максимальный крутящий момент при выкручивании фиксирующего винта: у прямых имплантатов он был 22,82 Н/см, а у угловых абатментов 17° меньше ($20,804 \pm 0,01$ Н/см), что говорит о биомеханической значимости адекватной (прямой) установки имплантатов.

Обширное десятилетнее исследование влияния биомеханических факторов на отдаленную клиническую эффективность несъемного протезирования на имплантатах провел Заславский Р.С со соавторами, обобщив собственный опыт протезирования 417 пациентов на 1222 имплантатах [21]. Авторам установлено частое применение имплантатов в неадекватных биомеханических условиях, а именно, при наличии тонкой кортикальной кости (у 65,7% имплантатов), низкой плотности костной ткани (32,3%), первоначально малого объёма костной ткани в месте имплантации (15,5%), неравномерных окклюзионных контактов (58,4%), имплантатов с небольшим диаметром и длиной (29,1% и 15,5%), наклонных имплантатов (33,1%), неполного замещения всех дефектов зубного ряда (57,3%),

малого числа опорных имплантатов (22,1%), объединения мостовидным протезом с опорными зубами (19,2%), при отсутствии апроксимальных контактов с соседними зубами (60,3%). Автор приводит редкие показатели в состоянии имплантатов, а именно через 10 лет после установки для несъемного протезирования: удалены 11,4% имплантатов, не подвержены осложнениям 17,8% имплантатов, однако воспаление в десне было у 70,8%, а резорбция костной ткани (периимплантит) – у 55,2% имплантатов. Отмечена прямая зависимость частоты удаления имплантатов из-за потери окружающей костной ткани от биомеханических условий нагрузки имплантатов: количество удалений от 20% и больше наблюдалось при недостаточном количестве имплантатов под мостовидными протезами, установленных с наклоном, на фоне недостаточного объема костной ткани, включении зубов вместе с имплантатами под опору мостовидного протеза; больше среднего значения (до 19,3%) удалялись имплантаты после немедленной нагрузки, при коротких имплантатах; до 15,4% давали частоту удаления имплантатов такие обстоятельства, как повышенная нагрузка, низкая плотность челюстной кости, супраконтакты и другие биомеханические факторы, встречающиеся в современной практике и снижающие эффективность протезирования. Автору удалось связать неблагоприятные биомеханические факторы установки имплантатов с последующими затратами пациента на устранение развившихся осложнений. За 10 лет обнаружено повышение затрат на 57% при игнорировании неблагоприятных биомеханических факторов в начале лечения. Напротив, ряд манипуляций при установке имплантатов, направленных на нормализацию биомеханики имплантатов (остеопластика, достаточное число имплантатов), в итоге дает экономию затрат на протяжении 10 лет.

Лең С.Л. с соавторами обобщил результат протезирования на имплантатах 267 пациентов с выделением типичных и типично-специфических осложнений [2]. В его публикации регистрировались такие осложнения: атрофия костной ткани – 35,62%, отсутствие промывного пространства – 25,47%, зубные отложения – 21,14%, подвижность имплантата – 13,63%, периимплантит и мукозит – 12,49%.

Исмоилов А.А. констатирует высокую нуждаемость населения в имплантоцианных протезов протяженного характера (29,4%), при этом при обследовании риск протяженными протезами на у 34,7% обнаружен средний биомеханический и функциональный риск в связи с неудовлетворительным позиционированием имплантатов, а у 16,1 %-высокий риск [38]. Автором установлена закономерность меньшего увеличения плотности костной ткани вокруг имплантатов под протяженными протезами в сравнении с малой протяженностью вследствие биомеханического риска. Так, оптическая плотность костной ткани вокруг имплантатов увеличивалась до 1138 HU при малой протяженности протезов, а при большой-только до 518 HU (хотя в момент установки плотность была еще меньше-соответственно 977 HU и 145 HU).

Роль биомеханических нарушений для отдаленных результатов протезирования на имплантатах высвечивает исследование Андреевой С. Н с соавторами, проанализировавшей судебные дела от пациентов с имплантатами [6]. Выявлена тенденция увеличения претензий среди хирургических жалоб за пять лет с 40,3% до 74,5%, среди ортопедических — с 16,0% до 50,6%. Среди претензий много биомеханически обусловленных-нарушение планирования операции 12,73% и позиционирования имплантатов 21,05%.

Частоту осложнений дентальной имплантации изучила в пяти регионах Дьячкова Е.Ю. путем анкетирования врачей-стоматологов [5]. Представлены невысокие цифры распространенности осложнений-в пределах 3% в виде мукозита и периимплантита. Указано редкое назначение оценки витамина Д в организме как фактора обмена минеральных веществ в костных тканях (не более 25% пациентов). Также редко используются регенеративные и резекционные методики лечения периимплантита на фоне удаления имплантатов с таким осложнением.

Обширный анализ отдаленных результатов несъемного протезирования провел Комлев С.С. с соавторами в городе Самара на 267 пациентах с 350 протезами на 885 имплантатах [1]. Выявлено много осложнений: атрофия периимплантатной костной ткани у 35,62% пациентов, зубные отложения – 21,14%, подвижность имплантата у 13,63%, периимплантит и мукозит у 12,42%. Фиксация

несъемных ортопедических конструкций проводилась цементом у 44,83% пациентов, винтами у 37,15%. У 43,78% пациентов десневой край находился на уровне шеек имплантатов, у остальных – у края искусственных коронок. При цементной фиксации осложнения составляли 17,26% у коронок и 19,52% у мостовидных протезов. При использовании мостовидных протезов перелом имплантата составлял 1,17%. Пролежни у 16,33%. Зубные отложения определялись у 14,59% пациентов. У 38,24% пациентов по рентгенографии наблюдалось резорбция кости у имплантатов более 2 мм. Фасетки стираемости на зубах-антагонистах были у 13,03% пациентов с коронками и у 2,77% с мостовидными протезами.

Лосев Ф.Ф. и Брайловская Т.В. продемонстрировали возможность переломов имплантатов на 2 клинических случаях [54]. Выявлены в первом случае перелом имплантата 4,0×10 мм с одиночной коронкой в области зуба 4.6. Перегрузка, по-видимому, обусловлена отсутствием зуба 4.7 без восстановления; во втором случае сломались имплантаты малого диаметра (3,5×9 мм) в области 3.6, 3.7 под объединенными ортопедическими коронками.

Важность результативности протезирования на имплантатах показана в статье Андреевой С.Н. с соавторами по анализу претензий пациентов за 10 лет [6]. Десятилетие разделено на 2 периода: до и после 2017 года. Число неблагоприятных исходов до 2017 года при имплантации было 20,47% от всех стоматологических жалоб, после – 22,54%. Дошли до суда из всех стоматологических дел по хирургии 40,3%, имеющих имплантаты, а после 2017 г. – 74,5%. Среди дел по ортопедической стоматологии в первый период дела с имплантатами составляли 16,0%, во второй – 50,6%. Все пациенты требовали финансовую компенсацию; при этом средняя стоимость лечения на имплантатах до 2017 г. 163 тыс. руб., позже – 347 тыс. руб. средние выплаты по решению суда по этим периодам 330 тыс. руб. и 696 тыс. руб. (максимально соответственно 4,1 и 6,5 млн. руб.). Автор дала структуру претензий при протезировании на имплантатах: неправильный размер, тип имплантата и протеза (12,7%); некачественная санация (9,4%); отсутствие

остеоинтеграции (10,8%); периимплантит (12,1%); эстетика (10,1%); фиксация и функция (13,4%).

У 267 пациентов с 350 протезами на имплантатах (885 имплантатов) проанализировал результаты Комлев С.С. с соавторами [47]. Обнаружено в отдалённом периоде: воспаление (35,6% пациентов), отсутствие промывного пространства (25,5%), зубные отложения (21,1%), подвижность имплантата (13,6%), периимплантит и мукозит (12,5%). Резорбция у 38,2 была >2 мм, были фасетки стирания у антагонистов (13%). Автор перечислил основные факторы причин осложнений: остеопороз, неудовлетворительный остеогенез, перегрузка, тяжёлая соматика.

Брайловская Т.В. с соавторами наблюдала группу пациентов после обширной костной пластики и установки имплантатов и установила, что в таких осложнённых условиях через год после операции выраженная вертикальная резорбция костной ткани была у 11,9% имплантатов [100]. При этом 7,1% имплантатов с резорбцией отстаивались в допустимом интервале, а 4,8% требовали удаления.

Обосновывая авторский способ создания барьерной кератинизированной десны у имплантатов до операции или при присоединении абатмента для профилактики мукозита, Якупов Б.А. показал стандартную частоту воспалительных осложнений через год после имплантации 12% [136]. Пластика десны снижала осложнения до 8,2%.

Устойчивость и тканевая интеграция титановых имплантатов глубоко, на микроэлементном уровне изучены Лабис В.В. [52]. Выявлена эмиссия наноразмерных и микроразмерных металлических частиц окисного слоя имплантатов под экспериментальной нагрузкой; чаще всего железо, медь, кремний, алюминий. При этом капсидную оболочку на частицах создают белки крови. Автором на основе динамического светорассеяния предложен способ оценки стабильности окисного слоя титановых имплантатов, изготовленных из различных сплавов титана; определена критическая доза металлических частиц, сочетающаяся с апоптозом иммунокомпетентных клеток (ранним или поздним), что, по мнению автора, можно считать основным триггером для развития периимплантита. В

мероприятия предоперационной подготовки к имплантации рекомендуется включить определения Т-лимфоцитов 2 типа иммунного ответа для персонифицированного подбора имплантатов, используя модифицированный базофильный тест методом проточной цитометрии.

Амхадова М.А. подчеркивает важную роль такого биомеханического фактора, как тип костной ткани, для удержания имплантатов и возможности их нагрузки [76]. Автор показала различия в значениях коэффициента стабильности имплантатов (ISQ) не только кости разного типа, но и изменения стабильности имплантатов через 20 минут после установки. Так, в четвертом, третьем, втором типах кости ISQ в момент установки был соответственно 60,8; 66,58 и 80,4, а через 20 минут 67,3; 75,75 и 80,88 (прирост ISQ больше в четвертом и третьем типах и почти отсутствует во втором).

С позиций влияния конструктивных особенностей имплантата на развитие периимплантита провел большое клиническое исследование Раджабов Н.Р. по анализу состояния 2268 имплантатов у 561 пациентов [19]. Автор отрицает влияние конструкций имплантатов на развитие периимплантита, но выявляет роль состава титанового сплава имплантата в частоте выявления периимплантатного воспаления.

1.2. Экспериментальные методы анализа напряженно-деформированного состояния зубов, опорных тканей и протетических конструкций в стоматологии

Напряженно-деформированное состояние зубов, челюстей, протетических конструкций в разнообразных клинических условиях обуславливает прочность упомянутых органов, тканей и конструкций. В свою очередь прочностные параметры обеспечивают долговременность функционирования зубов, реставраций, протезов. Этот аспект стоматологии все больше привлекает внимание стоматологов-ортопедов в связи с повсеместным применением дентальных внутрикостных имплантатов при замещении дефектов зубных рядов. В первую

очередь исследователей интересует вопрос: насколько функциональные напряжения в разнообразных условиях функционирования зубов, реставраций, протетических конструкций, имплантатов, окружающей костной ткани приближаются к пределам их прочности.

Известны исследования, содержащие прямые лабораторные испытания прочности зубов, челюсти, имплантатов, протезов, а также отдельных материалов [10, 14, 24, 34, 35, 48, 56, 57, 62, 63, 67, 81, 132, 178, 179, 193, 216, 217, 222].

В частности, Пустохина И.Г. в процессе обоснования эндокоронки из разных материалов подвергала восстановленные зубы нагрузке до разрушения [95]. Прочность зубов варьировало от 1,73 кН до 3,29 кН, причем меньшую прочность показывали зубы с эндокоронкой из полевошпатной керамики, наибольшую – литийдисиликатной керамики; среднее положение занимала гибридная керамика (2,07 кН). Важный показатель прочности – степень деформации до разрушения – показала гибридная керамика: у нее деформация до разрушения 4,01%.

В соответствии с международным стандартом изучения прочности дентальных имплантатов Шумаков Ф.Г. сравнил прочность титановых и керамических имплантатов под действием многократной перемежающейся нагрузки [130]. В среднем титановый имплантат ломался при усилии 864 МПа, а керамический, хоть и выдерживал меньшие нагрузки, тоже выдерживал высокое напряжение (803 МПа).

В аспекте профилактики микроподвижности абатмента в имплантате Фурцев Т.В. с соавторами измерил качество конусного соединения оригинальных и неоригинальных абатментов системах Nobel Biocare CC, Strauman BL, BioHorizons Tapered internal [117]. Использован метод электронной сканирующей микроскопии продольных шлифов имплантатов и абатментов, соединенных стандартным усилием 35 Н/см². Лучшая точность соединения была у оригинальных абатментов – микрозазор практически отсутствовал. С этих позиций лучшими признаны имплантаты BioHorizons, Tapered Internal; среди неоригинальных абатментов лучшие у имплантатов Strauman BL. Авторы сочли клинически приемлемыми оригинальные и неоригинальные абатменты изученных систем.

Той же проблемой – прецизионностью соединения абатмента и имплантата – озаботился Гуськов А.В с авторами и предложил усиление винтового соединения путем воздействия ультразвуковых колебаний на винт от ультразвукового скейлера [81]. Автор сравнил стандартные и индивидуальные абатменты на примере имплантатов «Dentium» и «MIS», размещенных в гипсе и комбинированные 3D-печатные модели челюстей с костными блоками. Сравнивались стандартная затяжка винта и после воздействия на отвертку динамометрического ключа УЗ колебаний частотой 28 кГц. Критериями были микрометрия глубины посадки абатмента и реверсивные усилия динамометрического ключа при раскручивании винта. Не обнаружено серьезного влияния ультразвукового воздействия при закручивании винта (улучшение посадки происходило на 2%). Тем не менее, автор видит перспективность УЗ воздействия на сборку абатмент-имплантат.

Этот же автор с соавторами провел прямые измерения микрозазора «имплантат — абатмент» микрометром после их осевого смещения [40]. Абатменты с конусным соединением (оригинальные и индивидуальные методом фрезерования, лазерного спекания и литья по выжигаемым моделям) нагружались циклически в имитационном комплексе (30 кг). Получены величины отклонений: фрезерование – 0,066 мм, литье – 0,047 мм, спекание – 0,032 мм. отклонения составили 0,047 мм. Величины осевого смещения: фрезерование – 0,00167 мм, литье – 0,007 мм, спекание – 0,004 мм. Сделан вывод о близости показателей индивидуальных и заводских абатментов роли ровности сопрягаемых поверхностей.

Базовое функциональное исследование, относящееся к биомеханическим исследованиям, предпринял Мишнев М.Л. с соавторами, предложив собственную жевательную пробу и определив норму для молодых лиц с интактным зубным рядом: пережёвывание зерна сырого арахиса $9,86 \pm 2,81$ сек., блока жевательного мармелада — $15,52 \pm 4,0$ сек., зерна зелёного гороха — $4,70 \pm 1,6$ сек. [34].

Прочность адгезивной связи брекетов с зубами путем прямых отрывов на разрывной машине изучил Гончарик И.Н., применяя отечественный и импортный адгезив [132]. Показана допустимость обоих адгезивов для фиксации как

самолигирующих, так и лигатурных брекетов, поскольку прочность на сдвиг варьировали от 11,98 МПа до 22,8 МПа.

Ермилов Д.А. с помощью динаметрической машины оценил предельную прочность и характер разрушения конструкции композитной культи зуба на стекловолоконном штифте [28]. Установлено, что увеличение диаметра штифта в композитной культе способно увеличивать общую прочность всей композитной надстройки.

Влияние циклической нагрузки имплантатов на удерживающую способность фиксирующего винта диоксидциркониевых коронок изучила Мержоева Х.М. [63]. Особенностью изучения было сравнение фиксации к абатментам с разным углом наклона, поскольку в этом случае нагрузка на имплантат не аксиальная. После циклического нагружения 1×10^6 циклов определялся максимальный крутящий момент при выкручивании фиксирующего винта: у прямых имплантатов он был 22,82 Н/см, а у угловых абатментов 17° меньше ($20,804 \pm 0,01$ Н/см), что говорит о биомеханической значимости адекватной (прямой) установки имплантатов.

Занимаясь проблемой прочности штифтовых вкладок, Романов М.М. подвергал испытанию на разрывной машине 45 образцов вкладок в зубах [41]. Наименее прочными оказались культевые конструкции из композита или керамики на стандартных штифтах (прочность 185–410 МПа), средние показатели прочности имели культевые вкладки из циркониевого материала (прочность 548 МПа), наибольшей прочностью обладают металлические вкладки (NiCr, CoCr, NiTi) (1149–1528,6 МПа).

Прямые исследования прочности пяти композитных пломбировочных материалов провел Майоров Е.Е. с помощью разрывной машины ИМ-4Р; предел прочности сопоставлен с площадью поперечного сечения образцов [91]. Выявлен образец с лучшими механическими свойствами.

Мурадов М.А. с соавторами провел оригинальный эксперимент по измерению величины пальцевого давления врачами на керамические виниры при фиксации [35]. На симуляционной модели центральных резцов врачи в течении 20 секунд устанавливали на цемент виниры. Половина врачей оказывали давление

до 1 кг, треть – до 2 кг, и 20% – более 2 кг. Большинство использовали для давления большой палец, некоторые – указательный.

Тутуров Н.С. с соавторами на испытательной машине Zwick/Roell Z010 определил усилия отрыва металлических брекетов от зубов (17 моляров верхней челюсти) с целью изучения отечественного набора Компофикс (орто) [108]. Эмаль обрабатывали протравочным гелем (37% ортофосфорная кислота), смывали водой и поверхность просушивали наносили праймер и фотополимеризовали. Сам брекеты обезжиривали Ангедрином, наносили адгезив и прижимали к зубу; фотополимеризовали 20 с. Прочность 13,54 МПа отечественного адгезива соответствует общим требованиям.

Саркисов Д.С. с соавторами после автоклавирования хирургических шаблонов изучали их твердость и модуль упругости [106]. Среди трех материалов для 3D-печати шаблонов модуль упругости после стерилизации повышался; трещиностойкость колебалась около 1 МН/м^{1,5}; она повышалась после стерилизации. При появлении трещин они шли вдоль канавки сверления. Выбран лучший материал для шаблонов.

Важное замечание по измерению механических свойств конструкционных и микробиологических материалов сделал Bachiri A. с соавторами, доказав неоправданно разрушающее действие конического нагрузочного элемента и предлагая более правильный сферический элемент [165].

Апресян С.В. с соавторами изучал физико-механические свойства эпитезов лица (твердость по Шору, прочность при разрыве, условный предел текучести, относительное удлинение при разрыве, модуль упругости) после искусственного старения [98]. Материал не имел предела текучести, разрывался при деформации в 40 – 60%; условный предел текучести составлял 0,41 МПа независимо от времени процедуры старения; модуль упругости – 2,96 МПа через 6 месяцев старения и 2,88 МПа после 12 месяцев. Сделан вывод о соответствии свойств требованиям.

Савельев В.В. с соавторами сопоставили точность посадки оригинальных и неоригинальных супраконструкций методом сошлифовки образцов в сборке на станке Buehler Beta-1 [104]. Далее использовался сканирующий электронный

микроскоп Tescan Mira LMU. Просчитан процент контакта с шириной зазора не более 1 мкм. Наибольшей точностью обладают оригинальные титановые основания, однако, неоригинальные абатменты близки по точности (кроме неоригинальных кобальт-хромовых оснований и выжигаемого пластмассового абатмента).

Близкое по цели исследование провела Кирсанова В.В. с соавторами при сравнении трех имплантатов [44]. Измеряли вручную зазоры между имплантатами и абатментами (микротомографический комплекс NeoScan N80) и выделили 4 фактора: материал винта и абатмента, геометрия винта и абатмента. Преобладает влияния геометрии абатмента на величину микрозазора конусного соединения. Определена разница в длине конуса «имплантат-абатмент» (0,1 мм) и «абатмент-винт» (0,2 мм)

Северинова С.К. с соавторами на основании определения физико-механических свойств керамических материалов определила показания к их выбору при изготовлении виниров, что можно распространить на выбор керамических материалов для коронок на имплантатах [116]. Оптимальными признаны диоксид циркония и стеклокерамика на основе дисиликата лития. Последний из указанных хорош небольшой толщиной от 0,3 до 1,6 мм и высокой эстетикой. Диоксид циркония обладает высокой прочностью на изгиб, но менее эстетичен. Конкретно прочность на изгиб у полевошпатной керамики VITABLOCS Mark II (VITA, Германия), лейцитной стеклокерамики IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), дисиликата лития IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), диоксида циркония IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), гибридной керамики Vita Enamic (VITA, Германия) составляет соответственно 60-90 МПа, 125-160 МПа, 330-400 МПа, 1554 МПа, 150 МПа.

Многочисленные способы оценки физико-механических свойств материалов Матело С.К. дополнила оценкой абразивности зубных паст – разработкой эталонной пасты с концентрацией гидратированного диоксида кремния 10 г на 50 мл эталонного растворителя, представляющего собой 0,5% раствор карбоксиметилцеллюлозы (97MF СМС) в 10 % глицерине, а также разработкой

роторной машины (обеспечивает движение щеток с непрерывной подачей абразивной суспензии и искусственной слюны) [57]. Методика проведения испытаний на абразивный износ обоснована контролем рельефа поверхности методом конфокальной микроскопии. Абразивный износ полевошпатной керамики в течение года составил 2 мкм, дисиликата лития 0,7 мкм, диоксида циркония 0,2 мкм. Относительно зубов установлено меньшее влияние зубных паст в сравнении с физиологической стираемостью (соответственно 23 мкм и 34 мкм). Предложен дифференцированный выбор зубных паст в зависимости от состояния зубов и вида реставраций.

В процессе обоснования диоксида циркония с содержанием кубической или тетрагональной фазы Морданов О.С. изучал шероховатость глазурованной и полированной поверхности диоксида циркония, применяя искусственное старение [67]. В стромальных клетках в контакте с диоксидом циркония не было признаков некротической или апоптотической гибели клеток, но заселяемость фибробластами на полированной поверхности была выше. Искусственное старение диоксида циркония с кубической фазой уменьшает шероховатость, а с тетрагональной фазой – увеличивает. Показана меньшая микробная адгезия на глазурованной поверхности.

Трапезников Д.М. применял испытания прочности на изгиб балок из акриловых и бис-акриловых полимеров для временных протезов, установив превосходство бис-акриловых полимеров на 44 % [122]. Дополнительное упрочнение стекловолокном увеличивала прочность на 53%. На имплантатах бис-акриловый материал с усилением стекловолокном позволяет быстро сделать перебазировку временного протеза. Надёжность бис-акриловых мостовидных протезов при армировании 100% (60 % у групповых коронок).

Классическое лабораторное исследование адгезионной прочности светоотверждаемого микрогибридного композита с дентином зуба проводилось методом испытания на сдвиг по стандарту ISO 29022:2013 и ГОСТу Р 59423-2021 в зависимости от адгезивной обработки [94]. По инструкции производителя прочность должна быть 30,36 МПа, но при применении спиртового адгезивного

протокола прочность была 11,33 МПа, хлоргексидинового протокола – 15,73 МПа. Медикаментозная обработка перед нанесением адгезива не влияла на прочность. Автор не рекомендует использовать в практике спиртовой и хлоргексидиновый адгезивные протоколы.

1.2.1. Компьютерные методы моделирования распределения напряжений

В связи с развитием цифровизации импортных и отечественных программ анализа напряженно-деформированного состояния любых объектов на современном этапе изучения биомеханики используется метод математического моделирования, как двухмерного, так и трехмерного [4, 8, 10, 13, 16, 18, 28, 31, 40, 43, 50, 53, 71, 79, 85, 88, 97, 107, 119, 124, 126, 139, 141, 148, 152, 153, 161, 165, 168, 172, 184, 187, 197, 208, 209, 210].

По мнению Сергеева Ю.А. с соавторами, метод конечных элементов может быть точным методом анализа при разработке имплантата, однако имеет определенные ограничения, так как в конечно-элементной модели граница раздела имплантата и костной ткани закладывается в виде непрерывной связи; в действительности в реальной ситуации не бывает отсутствия микродвижения на границе имплантата и кости при нагрузке [90]. 100% остеоинтеграция в реальности в понимании 3D-моделирования не реализуема. Однако, метод конечных элементов помогает протестировать нестатические нагрузки и углы наклона.

Двухмерное моделирование допустимо при анализе симметричных объектов, сложные стоматологические объекты анализа, как правило, требуют трудоемкого трехмерного моделирования.

Компьютерное моделирование распространяется на биомеханические исследования в разных разделах стоматологии.

Во многих исследованиях изучается биомеханика зубов и реставрационных материалов.

Так, Олесева Э.А. описала картину напряженно-деформированного состояния однокорневого нижнего зуба, анализируя причины трещин зубов [17].

Такие биомеханические факторы как девитализация зуба увеличивают напряжения на 49,3% в эмали, стирание эмали на 46,5%, резорбция костной ткани – около 50% во всех тканях, полость в зубе – на 50% в эмали, периапикальная деструкция – на 35% кости. Зафиксировано превышение предела прочности эмали при повышенном стирании, окклюзионном супраконтакте; кроме того (при наклонной нагрузке) в присутствии полости в зубе, в том числе при пломбировании композитом; при депульпировании зуба – в эмали при вертикальной и наклонной нагрузке, в дентине – при наклонной нагрузке

Математическое моделирование позволило сравнить напряжения в керамических коронковых вкладках и композитных реставрациях, о чем свидетельствует работа Жарова А.В. [30] По его данным, наличествует десятикратный запас выносливости к разрушению зуба и самих реставраций при обычной нагрузке.

Киракосян Л.Г. сумел определить места в временных полимерных протезах в боковых отделах челюсти, а именно в консольной части (двухкратное превышение пределов прочности) [43].

Критические напряжения в полных съемных протезах нашел Петросян А.Ф., моделируя в компьютере напряжения в протезах при наличии торауса [85]. Моделирование показало преимущества конструкционного материала полиуретан против общепринятой акриловой пластмассы.

Романов М.М. разработал программу изучения напряженно-деформированного состояния зубов, штифтовых вкладок из разных материалов и покрывающих конструкций (одиночные супраструктуры), объединённые в группы премоляров-моляров, от клыка до клыка, в виде «подковы» [102].

Комлев С.С. в трехмерной математической модели мостовидного протеза с опорой на керамические накладки показал вероятность поломки протеза при напряжениях 9,8—11,7 МПа, хотя при некоторых размерах протеза напряжения достигали 24,3 МПа. Нагрузка прилагалась 300 Н, пределы прочности на растяжение у керамики, дентина и кортикальной кости были 48 МПа, 105 МПа и

85 МПа [1]. Этот же автор в другой математической модели представил расчеты напряжений в бюгельном протезе с ригельным креплением. [47]

Эртувханов М.З. с соавторами в процессе трехмерного моделирования штифтовых вкладок в многокорневых зубах сделал выводы о зависимости величины напряжений от количества штифтовых частей корневых вкладок, угла нагрузки на зуб, физических свойств материала вкладки, формы корней. Увеличение напряжений происходит при увеличении угла нагрузки, уменьшении количества штифтов вкладки. Максимальные напряжения наблюдаются в шейке зубов и в фуркации корней. Лучшие результаты для зубов показали керамические штифтовые вкладки [135].

Рыбаков А.В. предпринял математическое моделирование ортодонтических конструкций, а именно с целью изменений в топологию элайнеров в конкретных случаях [126]. Непредусмотренные деформации элайнеров изменяют направление расчетных сил с боковых поверхностей капп на их окклюзионные поверхности, что может привести к отклонению от первоначального плана лечения и необходимости его дополнительной коррекции. Топология ортодонтических конструкций с прямой обрезкой обладает лучшей физической устойчивостью к деформациям, в то время как фестончатая топология элайнеров легко деформируется и прогнозируемые силы перенаправляются на окклюзионные поверхности. Это дало право автору давать обоснованные клинические рекомендации ортодонтам.

Наиболее востребовано трехмерное математическое моделирование в дентальной имплантологии, поскольку долговременность протезирования на имплантатах зависит не только от конструкций и материалов протезов, но и от параметров костной ткани вокруг имплантатов [124].

На основе математического моделирования Дубова Л.В. и Золкина Ю.С. установили разницу в напряженном состоянии временных фрезеруемых протезов на имплантатах, в частности, изготовленных из материалов на основе полиэфирэфиркетона, полиметилметакрилата, фотополимера материал [115]. Независимо от материала, максимальные напряжения отмечались в области шейки имплантатов, а наиболее прочный материал – фотополимер. Однако, эксплуатация

в течении года уменьшает прочность фотополимера на 10%, и она достигает предела прочности.

Относительно возможностей мини - имплантатов провел сравнение Королев А.И. с классическими имплантатами [51]. По его данным мини-имплантаты подвержены большим значениям напряжений (на 40%), характеризуются концентрацией (в зоне приложения силы и шейки).

Математическое моделирование позволило Khaohoen A. с соавторами дать рекомендации по особенностям имплантатов, если подлежащая кость недостаточно плотная [147]. Выручают такие характеристики имплантата как его коническая форма, саморез на апексе, большой размер имплантата и выраженная глубина резьбы.

Исследование Бронштейна Д. А. дало ответ по поводу напряжений в нижней и верхней челюстях в условиях адентии при замещении несъемными протезами на имплантатах [15]. Впервые математическая модель позволила зафиксировать передачу функциональных напряжений от протеза не только в окружающую имплантат кость, но по периферии нижней челюсти и даже в базис верхней челюсти. Моделирование показало зависимость от числа имплантатов, их размеров (например, несъемное протезирование на 4 имплантатах давало перегрузку костной ткани).

Продолжением исследования Бронштейна Д.А. стала работа Узунян Н.А., в которой теми же методами математического моделирования автор показала преимущества титан-ниобиевых сплавов для имплантатов, поскольку в сравнении с титаном обеспечивается запас прочности костной ткани трехкратный (против двухкратного) [125]. В работе сообщается частота возможной перегрузки имплантатов при развитии периимплантита – 40%.

Об уязвимости с позиций биомеханики методики «Все на четырех» сообщил Sun X. по данным математического моделирования напряжения кости [149]. Значительно лучше была картина напряжений вокруг протеза на пяти имплантатах из - за увеличения внутрикостных опор.

Дополнительные сведения к картине напряженно-деформированного состояния имплантатов дал Стрекалов А.А., который подтвердил локализацию максимальных напряжений в кортикальном слое вокруг шейки имплантатов [119].

Комплексный цифровой подход к планированию и протезированию на имплантатах беззубых пациентов разработал Апресян С.В. с учетом математического моделирования напряжений [7]. Математическое моделирование окклюзионной поверхности протезов на имплантатах автор производит с анализом напряжений вокруг имплантатов с целью их защиты от перегрузки.

Временные протезы с разным количеством протетических единиц обосновывала Багрянцева Н.В.; основным критерием признан предел прочности материалов протезов при анализе максимальных напряжений [8].

Сравнение короткого и стандартного имплантатов в условиях математического моделирования, предпринятое Цициашвили А.М., уязвимость коротких имплантатов, поскольку даже в условиях искусственной кости имплантат и кость испытывают меньшие напряжения в сравнении с коротким имплантатом, а именно, 80 МПа против 87,5 МПа в кости и 21,3 МПа против 51,6 МПа в имплантате [12].

По данным Alqahtani A.R. с соавторами при нагрузке 100 Н кость испытывает напряжения при вертикальной и наклонной нагрузках соответственно 22,95 МПа и 142,8 МПа [184].

Анализируя напряженно-деформированное состояние в имплантатах и покрывающих съемных протезах Mousa M.A. с соавторами установили наличие напряжений в кламмерах и замках на имплантатах в момент снятия и надевания протеза, гашение напряжений при наличии эластичных замков, максимальные напряжения в имплантате при наличии жестких замков, негативное влияние наклона абатмента, малой длины и диаметра имплантата, а также положительные влияние при установке имплантатов в зоне первых моляров [151].

Разумное предложение по улучшению процесса моделирования напряжений в имплантологии сделал Assoratgoon I. с соавторами [180]. Обычно для моделирования берутся средние нагрузки 100-200 Н, а автор предлагает

индивидуальные величины нагрузки, полученные у пациента с помощью тензодатчиков.

Розов Р.А., Трезубов В.Н., Гветадзе Р.Ш с соавторами провели математическое моделирование напряженно-деформированного состояния беззубой нижней челюсти и несъемного протеза из компомера, опирающегося на три внутрикостных имплантата диаметром 5 мм [133]. Две модели различались толщиной кортикального слоя и губчатой кости (соответственно 1,5 мм и 5,5 мм в первой модели; 0,8 мм и более 5,5 мм – во второй), кроме того, изучалось значение шинирующего устройства, объединяющего имплантаты. Использовалась программа Ansis и свойства слоев модели: модуль упругости (ГПа) и коэффициент Пуассона в губчатой кости соответственно 1,85 и 0,313, кортикальной кости 12,51 и 0,313, титана 110 и 0,3, компомера 3 и 0,4 (искусственные зубы 20 и 0,3).

Гришин П.О. В программе Ansis под нагрузкой 200 Н изучил интегральные напряжения при наклоне имплантата до 30°; свойство упрощенной модели были: Модуль Юнга титана и кости соответственно 110 ГПа и 1 ГПа, коэффициент Пуассона 0,35 и 0,3. [50]. Максимальные напряжения в кости варьировали от 6,7 МПа (нулевой наклон имплантата) до 25,7 МПа (наклон 30°); в имплантате соответственно от 128,6 МПа до 248,2 МПа. При изменении шага резьбы имплантата от 0,4 мм до 1,2 мм напряжения в кортикальной кости при вертикальной установке имплантата варьировали от 17,4 МПа до 20,2 МПа, в губчатой кости от 5,5 МПа до 4,9 МПа. С учетом шага резьбы, но при установке под углом соответствующие напряжения были: от 107,2 МПа до 124,5 МПа; от 11,2 МПа до 8,5 МПа.

Хорошие результаты получили Мазиашвили Г.Г с соавторами по результатам математического моделирования ортодонтических мини-винтов и мини-пластин [97]. Во время нагрузки ортодонтической силой 2,5 и 5,0 Н деформации ортодонтических конструкций не происходило (0,019 мм для мини-винта и 0,017 мм для пластины при нагрузке 2,5 Н, а также 0,039 и 0,035 мм при нагрузке 5 Н). Сделан вывод о целесообразности применения мини-винтов при достаточном объеме костной ткани и мини-пластин при ее дефиците.

Значение угла наклона стенок абатментов изучал в условиях математической модели Абакаров С.И. с соавторами при цементировании несъемного металлокерамического протеза к имплантату [72]. Высота и наклон абатмента влияют на напряжения в облицовке, каркасе, цементе и абатменте. Например, при высоте 7 мм и 8° 39,25 МПа в 2,7 раз выше, чем при высоте 3 мм и 10° (14,45 МПа).

Лапушко В.Ю. с соавторами получила близкие результаты [60].

Кирсанова В.В. со соавторами предприняла попытку сравнить оригинальные (заводские) и индивидуально изготовленные абатменты по степени влияния микрозазора с имплантатом на напряженно-деформированное состояние конструкции [44]. Сравнивались 3 системы имплантатов: Straumann BL, BioHorizons Tapered Internal, Nobel Biocare CC с оригинальными абатментами и с неоригинальными абатментами фирмы ADM Dental (Россия). В математической модели по программе DTW-Dynamic Time Warping реализовалось нагрузка 150, 300 и 450 Н с последующим измерением микрозазора и отклонения абатмента от оси. При нагрузке 150 Н горизонтальные отклонения абатмента варьируют от 78 до 131 мкм, при нагрузке 300 Н отклонения увеличиваются до 184-298 мкм, при 450 Н до 289-772 мкм. При устранении нагрузки смещения остаются при указанных исходных нагрузках в пределах 5-41 мкм, 10-74 мкм, 14-312 мкм. При этом ширина микрозазора при указанных нагрузках была соответственно 0,4-4,4 мкм, 3-20 мкм, 10-43 мкм (при разгрузке 0 мкм, 0-0,23 мкм, 0-10 мкм. Сделан вывод о несомненном влиянии нагрузки на смещение и микрозазор абатмента и о решающей роли конструкционной системы имплантатов. Неоригинальные абатменты показали близкие к оригинальным результатам.

Расширению спектра отечественных программ для анализа функциональных напряжений в стоматологии послужило исследование Долгалева А.А. с соавторами по расчету величины напряжений в губчатой, кортикальной кости, имплантате, абатменте, винте [87]. Подобные модели позволяют прогнозировать прочность тканей и материалов в индивидуальной практике.

Трехмерную математическую модель жевательного блока (боковые зубы) изучил Щербаков Л.Н. с соавторами, установив максимальные перемещения

верхушек зубов 1,1 мм, в периодонте – 1,17 мм; в костной ткани дна альвеолы 0,15–0,175 мм [13]. Таким образом, периодонт снижает нагрузку на костную ткань до 8 раз. В зубах более нагружен нижний моляр – в контакте бугорков, фиссур (55 МПа).

Обширное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг имплантатов предпринял Заславский Р.С.; особенностью исследования стало изучение зависимости напряжений от разных биомеханических условий эксплуатации имплантатов [78]. Автор не только описал картину функциональных напряжений вокруг одиночных имплантатов, но впервые показал изменения в напряжениях кости при ортопедическом лечении частичного дефекта зубного ряда. Относительно одиночных имплантатов показано явное значение размеров, положения имплантатов на функциональные напряжения. Относительно протяженных дефектов зубного ряда продемонстрированы преимущества мостовидного протеза на имплантатах и недопустимость включения зуба в опору мостовидного протеза на имплантатах.

Караев Р.К. с соавторами в математическом эксперименте сравнил микродеформаций и эквивалентные напряжения по Мизесу в двух мостовидных конструкциях на имплантатах, различающихся формой абатментов [59]. С помощью метода конечных элементов сопоставлены пределы прочности обеих конструкций. Сравнимые модели в дизайне – два премоляра и моляр – отличались абатментами: плоскостные (flat-абатменты) или конусные (универсальные мультиюниты). Выявлена существенная разница в напряженно-деформированном состоянии конструкций.

Использование метода конечных элементов позволило Трапезникову Д.М. выявить зоны критических напряжений в провизорном протезе, определив двухкратное увеличение напряжений при соответствующем увеличении длины мостовидного протеза (в основном в пришеечной зоне) [122]. Разгрузке способствовало армирование стекловолоконной лентой.

Новейшее исследование Дибирова Т.М. зафиксировало достаточно высокие напряжения в скуловых имплантатах, особенно, при нагрузке несъемного протеза при полном отсутствии зубов в боковом отделе зубного ряда [27, 159].

Математическое моделирование показало в этих имплантатах напряжения свыше 450 МПа, при нагрузке в области клыков – свыше 250 МПа (так же при нагрузке резцов). Полученные сведения заставили автора искать оптимальное положение имплантатов и устанавливать их с использованием математически рассчитанного хирургического шаблона.

Таким образом, анализ публикаций показывает отдельные сведения о снижении эффективности протезов на имплантатах. Основой долговременной имплантатной опоры протезов считается оптимальное напряженно-деформированное состояние окружающей костной ткани, что отражено во многочисленных публикациях по математическому моделированию. В то же время ни в клинических, ни в экспериментально-математических публикациях почти не отражена частота поломок имплантатов и протезов, а так же их причины; ранее не проводилось исследований по функциональным напряжениям в имплантатах и протезах в зависимости от многообразных, часто неадекватных, биомеханических условиях их нагрузки. С учетом трудозатратности и стоимости протезирования на имплантатах, аспект сохранности и деформаций протезов на имплантатах является актуальным.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

2.1. Методика опроса и содержание анкеты по выявляемости поломок конструкций на имплантатах

В практике одного исследователя и даже по опыту одной клиники трудно получить статистический материал по частоте поломок имплантатов из-за редкой встречаемости этого осложнения. В связи с этим предпринято анкетирование стоматологов-хирургов и стоматологов-ортопедов Чеченской республики с опытом работы в дентальной имплантологии. Среди опрошенных 51 врача средний возраст был 11,9 лет и стаж не менее 5 лет.

Предложенная врачам анкета включала шесть разделов и отражала такие тематические аспекты как: индивидуальный стаж работы, число установленных имплантатов, число выявленных поломок в виде стираний, трещин, расцементировок, отломов, деформаций, переломов, причины поломок (Таблица 1 1). В анкете предусмотрена возможность изложения дополнительной информации по проблеме целостности конструкций на имплантатах

Предварительные данные по сведениям из анкет отражали характеристики имплантатов и протезах на имплантатах в Чеченской республике:

- у каждого врача количество установленных имплантатов за период работы составляло 500-25000, то есть в среднем 5124 ± 801 ;
- в основном (84,1%) применялись имплантаты из сплава Grade 4 (с высоким содержанием титана) – (в среднем 4307 ± 412 имплантатов)
- примерно поровну (соответственно 41,1% и 58,9%) применялись цементная и винтовая фиксация протезов к имплантатам – 2106 ± 295 и 3018 ± 506 имплантатов;
- по конструкции несъемных протезов на имплантатах превалировали металлокерамические (82,0%) – 4201 ± 677 имплантатов;

- в основном использовались титановые абатменты (93,9%) – 4810 ± 750 имплантатов;
- доля безметалловых протезов на имплантатах составляла 18,0% (923 ± 124) и керамических абатментов 6,1% (314 ± 51) имплантатов.

Ответы врачей обработаны статистически с расчетом среднеарифметического значения и отклонений. Частота одинаковых ответов также выражалось в процентах от суммарного числа ответов.

Таблица 1 - Анкета для врачей-стоматологов (хирургов и ортопедов)

№	Вопрос	Ответ
1.	Укажите стаж Вашей работы	
2.	Укажите, сколько имплантатов Вы имели возможность наблюдать в Вашей практике	
3.	Укажите, сколько из них имели поломки (трещины, перелом, отлом, деформации, стирание, расцементирование)	
4.	Укажите характер поломки:	Да / нет
	– покрывающей коронки	
	– абатмента керамического	
	– абатмента титанового винта	
	– самого имплантата	
	– композитной изоляции шахты имплантата	
	– расцементировка коронки	
5.	Укажите, какие явления сопровождали поломки:	Да / нет
	– подвижность имплантата	
	– подвижность абатмента	
	– расцементировка коронки	
	– раскручивание винта	
	– выпадение композитной изоляции винта	
	– неполное замещение зубного ряда	
	– перегрузка имплантата	
	– супраконтат коронки на имплантате	
	– низкая плотность костной ткани	
	– недостаточный объём костной ткани	
	– тонкая кортикальная пластина	
	– короткий имплантат	

Продолжение таблицы 1

	– узкий имплантат	
	– короткий конус соединения абатмента и имплантата	
	– установка имплантатов с наклоном	
	– недостаточно опорных имплантатов в мостовидном протезе	
	– объединение протезом имплантатов и зубов	
	– немедленная нагрузка имплантатов	
	– угловой абатмент	
	– резорбция костной ткани	
	– металлокерамическая коронка	
	– керамическая коронка	
	– имплантат с 99% титана	
6.	Укажите возможные причины разрушения составляющих имплантат компонентов (из указанных в п.5.)	

2.2. Объем и последовательность трехмерного математического моделирования напряжений от нагрузки в протезах на имплантатах

Трехмерное математическое моделирование с помощью специальных программ (например, Ansis) широко распространено при анализе напряжений от давления в твердотельных объектах [9, 12, 17, 30, 41, 51, 102, 115, 125, 138, 150, 173, 180, 206, 215]. Математические расчеты в сопоставимых с оригинальными объектами моделях (по размерам и механическим свойствам) позволяют не только получить величины функциональных напряжений (минимальные и максимальные), но и проследить их изменения на протяжении трех срезов объекта (в вертикальном направлении и двух перпендикулярных горизонтальных направлениях). Например, относительно имплантата это будут направления: вертикальное, щечно-язычное, медиа-дистальное. В программах заложена возможность констатации как растягивающих, так и сжимающих напряжений, что отражается как в цветных картинах распределения напряжений, так и в прилагаемым к ним шкалам величины напряжений. Это связано с сильно

различающимися пределами прочности материалов – значительно меньше предел прочности на растяжение в отличие от сжатия. Интегральной оценкой всех составляющих напряженно-деформированного состояния объекта считаются напряжения по Мизесу. Приложения нагрузки обычно включают вертикальное и наклонное (иногда горизонтальное) направление с величиной, соответствующей естественной нагрузке.

В данном исследовании разработана модель, совместно с Заславским Р.С., в объеме внутрикостного титанового имплантата с титановым абатментом, на котором фиксирована цельнокерамическая коронка (Рисунок 1). Имплантат размещен в костной ткани альвеолярного гребня нижней челюсти (в губчатой и кортикальной).

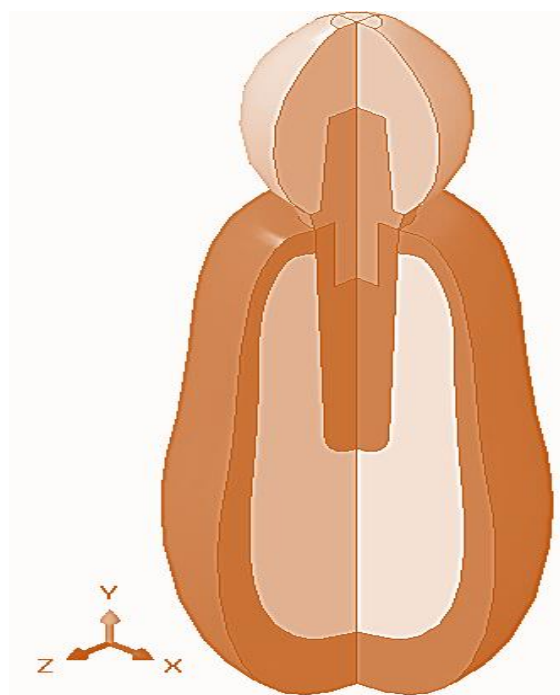


Рисунок 1 – Схематическое изображение трехмерной математической модели (внутрикостный имплантат нижней челюсти)

Помимо стандартных размеров имплантата (длина 11 мм, диаметр 3 мм) и сегмента нижней челюсти, в расчетную программу SolidWorks внесены общеизвестные физические свойства слоев модели:

– титан (модуль упругости 116000 МПа, коэффициент Пуассона 0,32);

- керамика (модуль упругости 200000 МПа, коэффициент Пуассона 0,22);
 - кость кортикальная (модуль упругости 20500 МПа, коэффициент Пуассона 0,32);
 - кость губчатая (модуль упругости 3500 МПа, коэффициент Пуассона 0,34)
- (Таблица 2).

Ввиду анализа прочности конструкционных материалов учитывался предел прочности титана и керамики: соответственно 895 МПа и 300 МПа [71, 72].

Под нагрузкой 150 Н в вертикальном направлении и под углом 45 градусов анализировались напряжения (по Мизесу, растягивающие и сжимающие), как в протетической конструкции на имплантате в сборке, так и отдельно в имплантате, абатменте и коронке.

Таблица 2 – Механические параметры математической модели (внутрикостный дентальный имплантат)

Механические свойства	титан	керамика	кость кортикальная	кость губчатая
Модуль упругости (МПа)	116000	200000	20500	3500
Коэффициент Пуассона	0,32	0,22	0,32	0,34

В соответствии с задачей исследования в трехмерную математическую модель вносились изменения относительно биомеханических условий нагрузки имплантата, а именно: уменьшение длины или диаметра имплантата на 30% (а также сочетанное уменьшение длины и диаметра); уменьшение толщины кортикальной пластины на 30%; уменьшение модуля упругости кортикальной кости на 30%; наклон абатмента 15° и 30°; резорбция периимплантатной костной ткани на 30% и 50%; увеличение величины нагрузки на 30%; окклюзионный

супраконтракт; уменьшение контакта с костной тканью на 50% (для имитации немедленной нагрузки).

Дополнительно создана математическая модель включённого дефекта бокового отдела нижнего зубного ряда протяжённостью три зуба и проведено сравнение с одиночным имплантатом напряжений в имплантатах и покрывающих протезах при замещении дефекта тремя имплантатами.

Также изучены напряжения в имплантатах при замещении включённого дефекта мостовидным протезом на двух имплантатах или на имплантате и зубе (Рисунок 2).

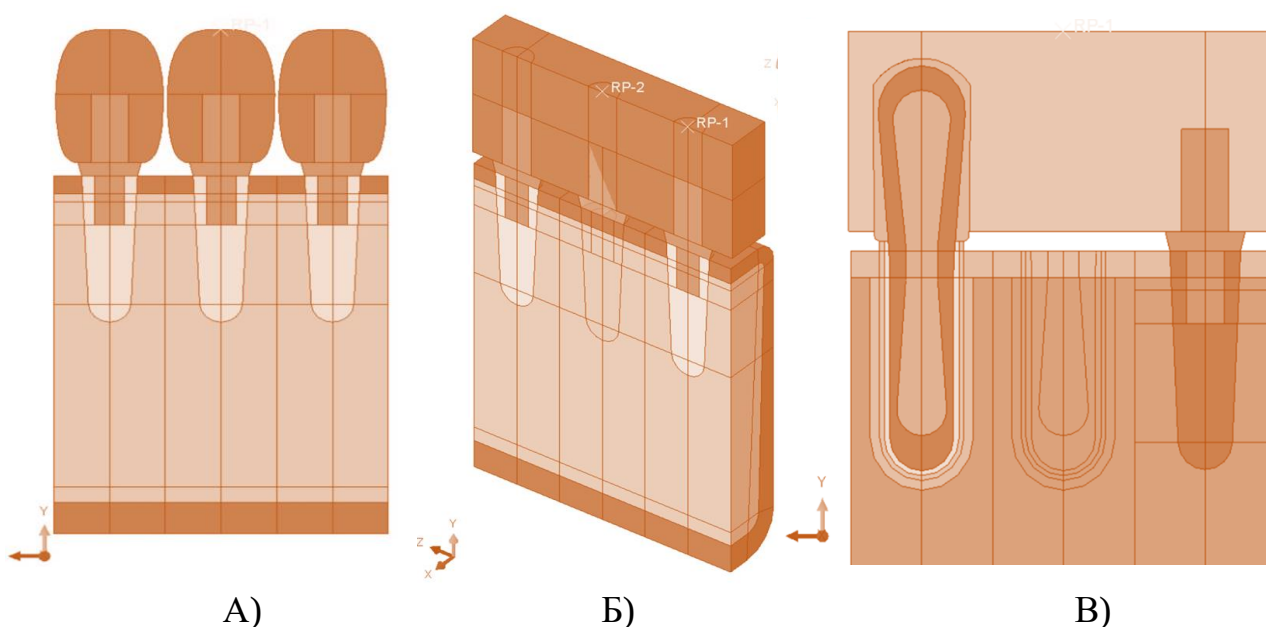


Рисунок 2 – Схематическое изображение трехмерных математических моделей включённого дефекта нижнего зубного ряда с разным протетическим замещением: А) – три имплантата, Б) – мостовидный протез на двух имплантатах, В) – мостовидный протез на зубе и имплантате

2.3. Микроскопия деформированных поверхностей компонентов титановых дентальных имплантатов

С целью доказательства деформационных изменений в составляющих компонентах имплантатов в компании «Системы для микроскопии и анализа»

(ООО «СМА», Москва) с помощью электронной микроскопии проведено исследование 67 удаленных в Медицинской клинике «Берс» (Грозный) внутрикостных дентальных имплантатов.

Сроки эксплуатации несъемных протезов на имплантатах до удаления были от трех до пятнадцати лет: 3 года – 2 имплантата, 5 лет – 3 имплантата, 7 лет – 10, 10 лет – 15, 12 лет – 21, 15 лет – 16 имплантатов.

При удалении имплантатов хроническое воспаление периимплантатных тканей часто сочеталось с неблагоприятными биомеханическими условиями функционирования имплантатов: перегрузка из-за недостаточного количества имплантатов в мостовидном протезе (15 имплантатов), окклюзионного супраконтакта (3 имплантата), наличие незамещенных дефектов зубных рядов (5 имплантатов), малого количества костной ткани для восприятия жевательного давления (44 имплантата); небольшие размеры имплантата (по диаметру 4 имплантата, по длине 9) и их установка под углом к альвеолярному гребню (13 имплантатов); нагрузка имплантатов одновременно с их установкой (6 имплантатов).

Исследование проводилось с использованием прибора Versa 3D DualBeam компании FEI (Рисунок 3). Образцы компонентов имплантатов (абатменты, винты, имплантаты) крепились с помощью токопроводящего скотча к столу/держателю, после чего помещались в камеру микроскопа. Из камеры откачивался воздух до высокого вакуума порядка 10^{-3} Па.

Изображения получались с помощью детектора вторичных электронов ETD (Детектор вторичных электронов Эверхарта-Торнли) с увеличениями от 100х до 2000х. Съемка производилась с ускоряющим напряжением в 10кВ (Рисунок 4,5).



Рисунок 3 – Электронный микроскоп Versa 3D DualBeam с визуализацией результатов на монитор компьютера

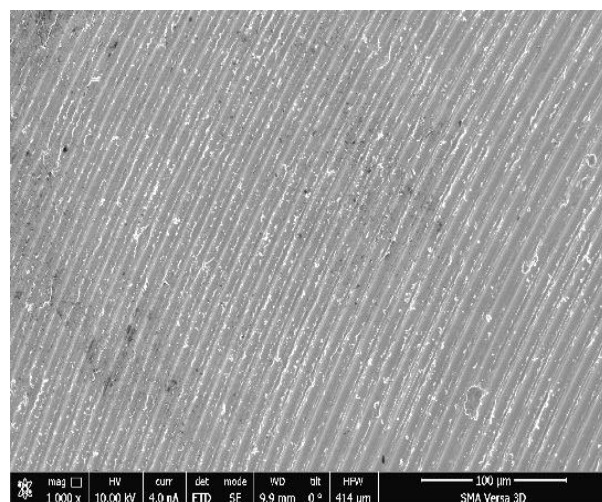
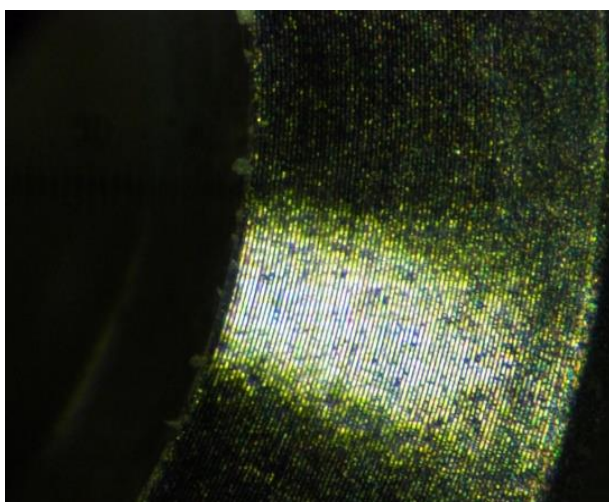


Рисунок 4 – Световая (а) и электронная (б) микроскопия платформы имплантата x 1000 раз

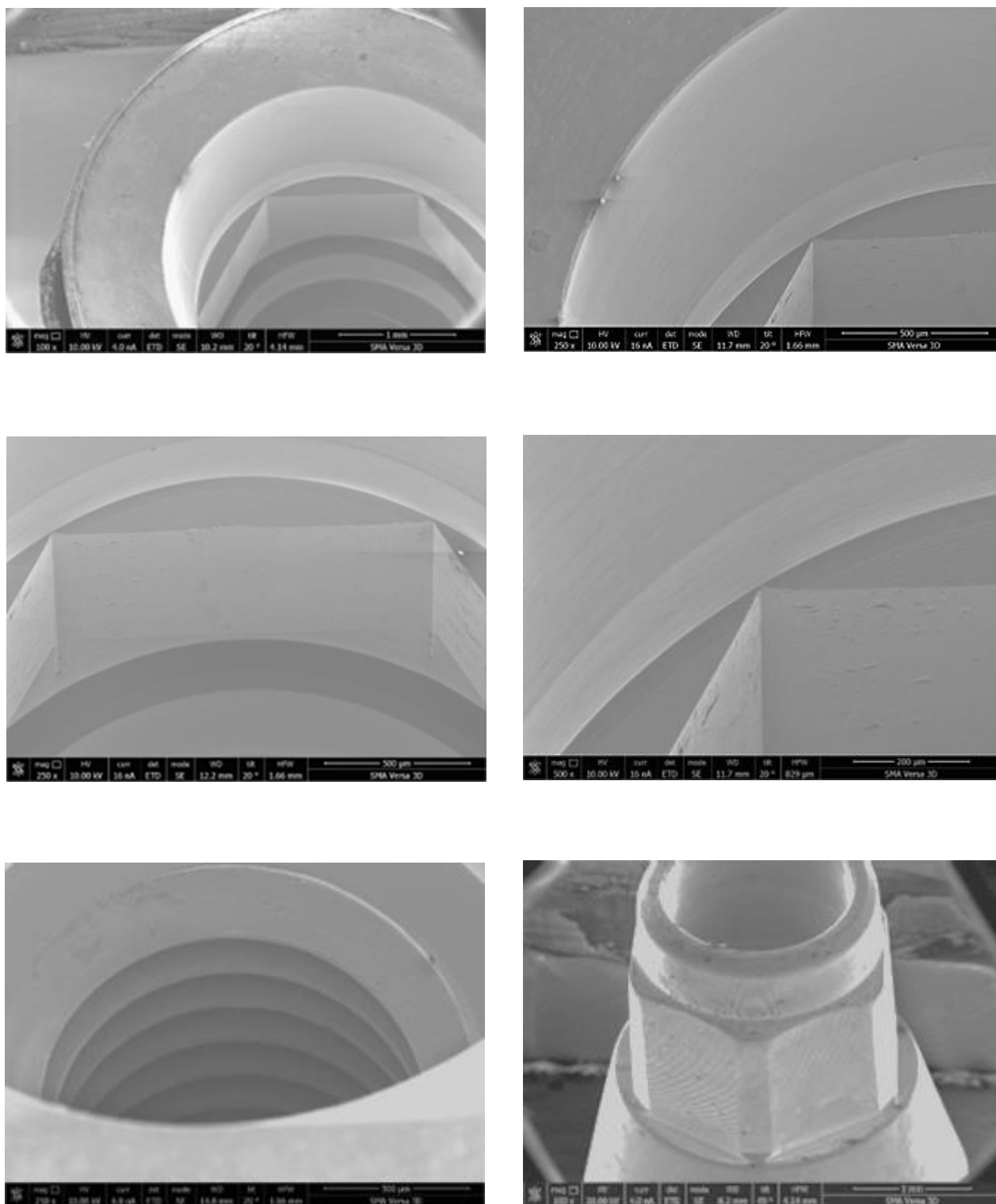


Рисунок 5 – Поверхности имплантата и абатмента до периода эксплуатации (электронная микроскопия x до 2000 раз)

2.4. Статистическая обработка результатов исследования

Формирование количества опрошенных врачей и числа удалённых имплантатов при изучении их деформации проводилось на основании критерия Шапиро-Уилка. Количественные результаты исследования приводились к средним арифметическим величинам (M) с стандартными отклонениями (SD). Сравнение частоты выявления осложнений имплантации и деформации имплантатов в зависимости от разных биомеханических факторов проводилось с использованием доверительного интервала (ДИ) 95% [55, 83, 114].

Для этих целей (статистическая обработка цифрового материала) применялась программа StatTech v. 3.1.10 (Россия).

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1. Частота и причины разрушения дентальных имплантатов и покрывающих конструкций по данным анкетирования врачей стоматологов

Анализ анкет врачей стоматологов в Чеченской республике с большим стажем работы показал незначительное число разрушений дентальных имплантатов и опирающихся на них несъемных протезов относительно числу установленных имплантатов. 226 зафиксированных подобных случаев составили всего 4,4% от установленных имплантатов опрошенными врачами. Разброс частоты удаления по врачам составил 2,5% – 6,6%.

В структуре поломок, разрушений и деформаций протетических конструкций и опорных имплантатов отмечались:

- 19,0% от всех поломок (43 поломки) занимали сколы и трещины коронок (0,8% от установленных имплантатов);
- 11,1% поломок (25 поломок) касались абатментов (только керамических) (0,5% от имплантатов и 8,0% от керамических абатментов);
- 59,7% поломок (135 поломок) заключались в переломах винтов или ослаблении винтовой фиксации в связи с деформацией резьбы винтов (2,7% от имплантатов, 4,5% от количества использованных винтов);
- только 4,0 % (9 поломок) составляли поломки самих имплантатов (0,2% от установленных имплантатов);
- 6,2% поломок (14 поломок) были сочетанными (Рисунок 6).

Поскольку среди сочетанных поломок были 2 имплантата число разрушений имплантатов увеличилось до 11 или до 0,2% от установленных от имплантатов.

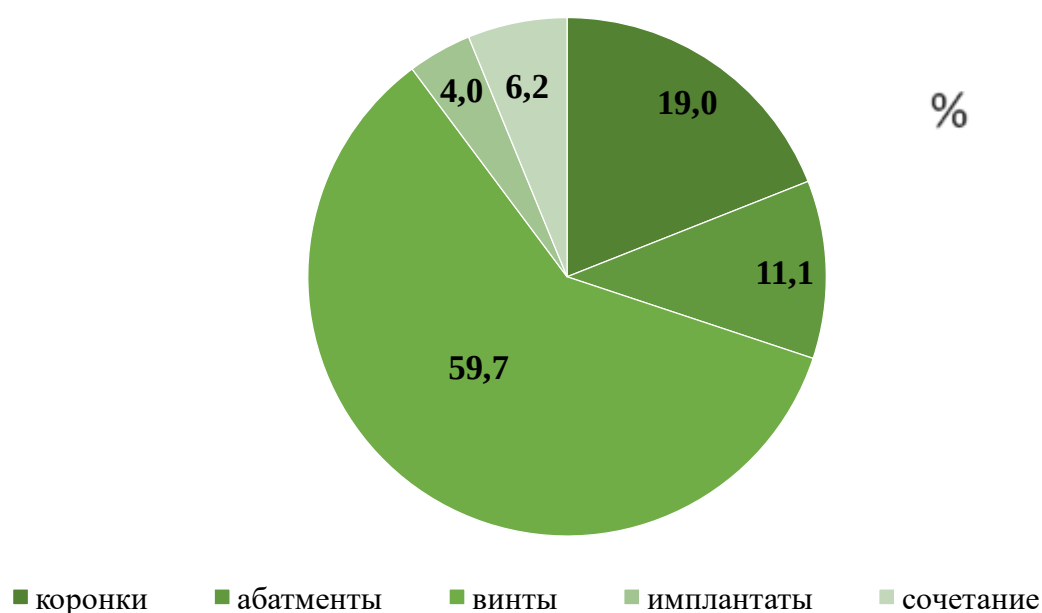


Рисунок 6 – Локализация поломок протетических конструкций на имплантатах

Сопоставление биомеханических факторов эксплуатации протезов на имплантатах и частоты их поломок показало сочетание поломок с такими биомеханическими обстоятельствами как:

- разрушение композитной изоляции шахты винта – 42,5% поломок (96 поломок);
- расфиксация (расцементировка) коронок – у 34,1% поломок (77 поломок);
- незамещенные дефекты зубного ряда – 35,8% поломок (81 поломка);
- недостаточный объем костной ткани вокруг имплантата – 31,0% поломок (70 поломок);
- подвижность имплантатов – 1,3% поломок (3 поломки);
- подвижность абатмента в имплантате – 14,2% поломок (32 поломки);
- окклюзионные супраконтакты – 6,6% поломок (15 поломок);
- недостаточное число опорных имплантатов в мостовидном протезе – 11,5% поломок (26 поломок);
- низкая плотность костной ткани – 5,3% поломок (12 поломок);

- резорбция пришеечной костной ткани – 24,8% поломок (56 поломок);
- короткий имплантат – 12,0% поломок (27 поломок);
- узкий имплантат – 18,6% поломок (42 поломки);
- наклон имплантата относительно альвеолярного гребня – 13,7% поломок (31 поломка);
- угловой абатмент – 8,9% поломок (20 поломок);
- короткий конус узла соединения имплантата с абатментом – 8,0% поломок (18 поломок);
- керамические коронки – 12,8% поломок (29 поломок). (Рисунок 7).



Рисунок 7 – Частота выявляемости неблагоприятных биомеханических факторов при поломках конструкций на имплантатах

По срокам с момента установки до поломки протезов на имплантатах в случае поломок делились: 9 случаев (4,0% поломок) – до трех лет, 62 (27,4%

поломок) – до пяти лет, 134 (59,3% поломок) – до десяти лет, 21 (9,3% поломок) – свыше десяти лет (Рисунок 8).

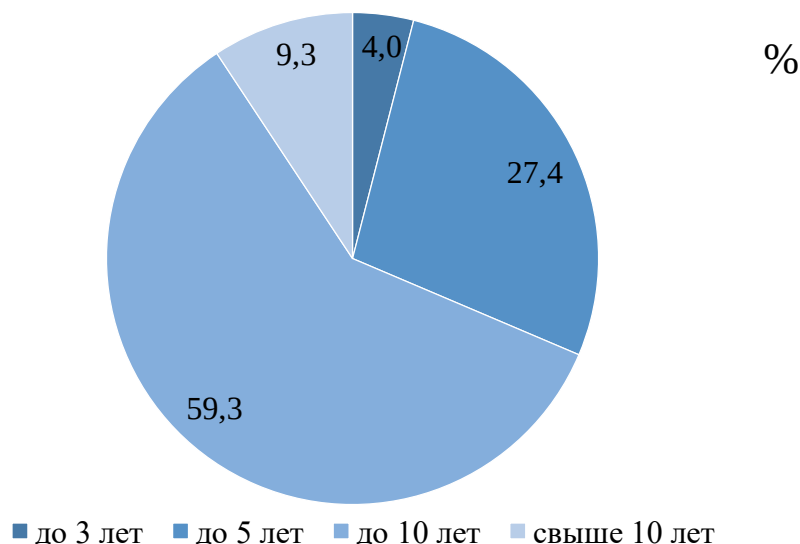


Рисунок 8 – Сроки выявления поломок конструкций на имплантатах

Возможный ремонт поломок протезов и имплантатов распространяется на 156 случаев поломок, то есть 69,0%. В этих случаях возможен ремонт: замена винтов, абатментов, коронок и мостовидных протезов.

Техническая возможность ремонта касалась большего числа поломок – 215 имплантатов, но три имплантата уже были подвижны, а 56 имели выраженную резорбцию периимплантатной костной ткани до половины размера имплантата, то есть подлежали удалению.

Обобщая главу по клинической частоте выявления поломок протезов на имплантатах и сопутствующих неадекватных биомеханических условий, можно констатировать невысокую частоту этого осложнения на практике (до 5% от установленных имплантатов) при выявлении в каждом третьем случае биомеханической причины. Среди них на первом месте – перегрузка имплантатов из-за наличия незамещенных протезами зубов и большой убыли периимплантатной костной ткани вследствие периимплантита. Возможность починки протезов, замены винтов и абатментов распространяется на 70,0% случаев поломок.

3.2. Напряженно-деформированное состояние внутрикостного дентального имплантата в условиях оптимальной функциональной нагрузки

Перечисление компонентов протетической конструкции на имплантате в условиях моделирования нагрузки 150 Н (вертикально и наклонно) с указанием максимальных величин напряжений представлена в таблице 3.

Сборная конструкция «имплантат-абатмент-керамическая коронка»

Вертикальная нагрузка вызывала в сборной конструкции 75,163 МПа (Рисунок 9).

Наклонная нагрузка (45°) сильно увеличивала значение напряжений (в 4 раза) (302,193 МПа).

Картина распределения напряжений: при вертикальной нагрузке максимум по окклюзионной поверхности коронки (а также в абатменте в шахте имплантата – 25,155 МПа); при наклонной нагрузке максимум напряжений с щечной и язычной сторон по нижнему краю уступа абатмента (по контакту имплантата и абатмента напряжения 201,499 МПа).

Керамическая коронка

Максимальные напряжения в керамической коронке при вертикальной нагрузке составляли 75,163 МПа; при наклонной нагрузке – двухкратное увеличение напряжений до 145,974 МПа.

Картина распределения напряжений: при вертикальной нагрузке максимум по окклюзионной поверхности коронки с снижением до экватора до 39,944 МПа и сохранением напряжений ниже экватора 4,728 МПа (Рисунок 10). В условиях наклонной нагрузки максимум напряжений идет по краю коронки, сохраняясь с величиной 98,898 МПа по окклюзионной поверхности.

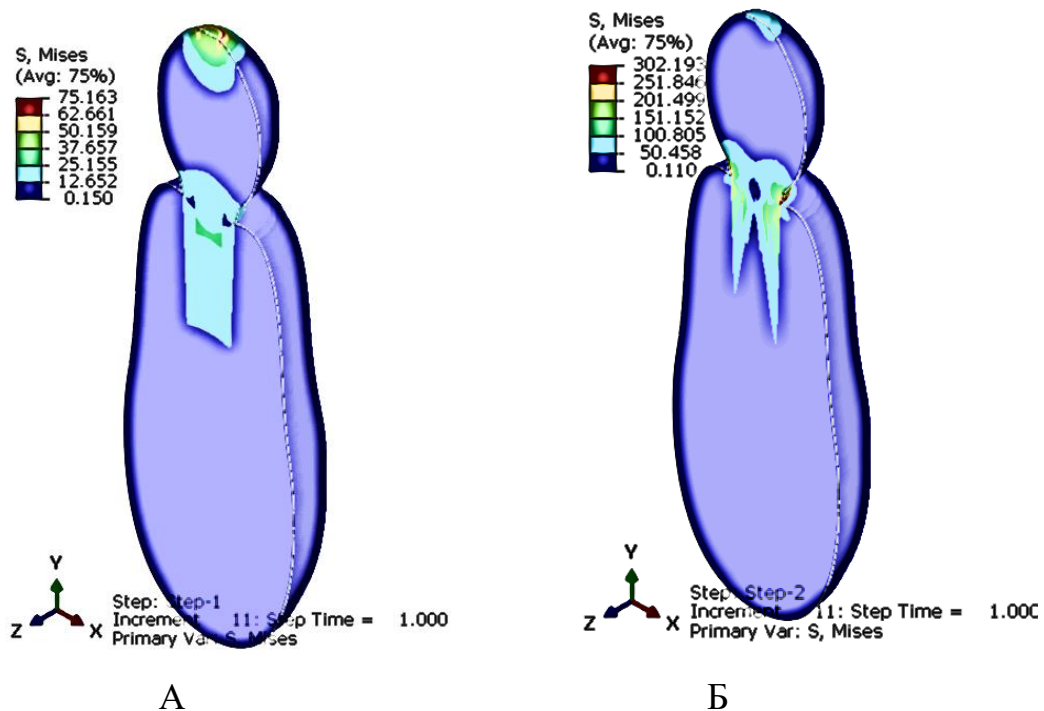


Рисунок 9 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции на титановом имплантате при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

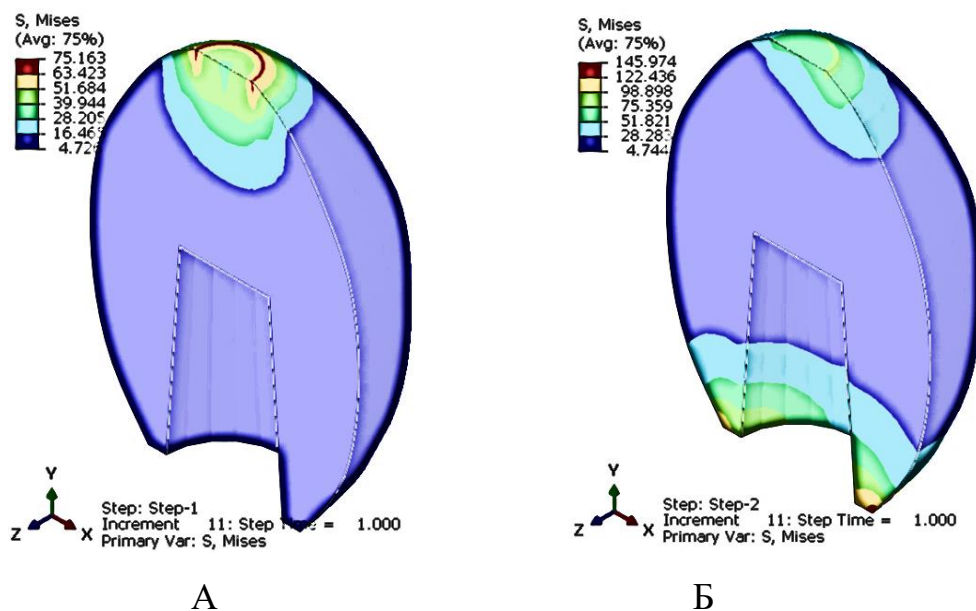


Рисунок 10 – Картина распределения напряжений в керамической коронке на титановом имплантате при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

Абатмент имплантата

При вертикальной нагрузке абатмент подвержен максимальным напряжениям с величиной 26,826 МПа; в условиях наклона нагрузки происходило одиннадцатикратное увеличение напряжений до 302,193 МПа.

Картина распределения напряжений: при вертикальной нагрузке – в части абатмента, входящей в шахту имплантата, и вдоль нижнего края уступа абатмента 20,529 МПа (Рисунок 11). При наклонной нагрузке – максимум по нижнему краю уступа абатмента (сам уступ и часть абатмента в шахте сохраняли напряжения величиной 203,906 МПа).

Имплантат

Максимальные напряжения в имплантате составляют 19,975 МПа при вертикальной и с тринадцатикратным увеличением до 255,799 МПа – при наклонной нагрузке.

Различались места регистрации больших значений напряжений. Они были 17,529 МПа по периферии имплантата в зоне шейки и в глубине шахты (вертикальная нагрузка), смещались на край платформы и верхнюю треть, увеличиваясь до 172,055 МПа (наклонная нагрузка) (Рисунок 12).

Как видно, в оптимальных условиях нагрузки и биомеханических факторов протезирования на имплантате все материалы конструкции (имплантат, абатмент, коронка) испытывают напряжения, намного ниже пределов прочности. Наиболее высокие напряжения отмечаются при наклонной нагрузке; превышение величин в сравнении с вертикальной нагрузкой до 13 раз. Зонами максимальных напряжений являются контактирующие с платформой имплантата уступ абатмента и край коронки.

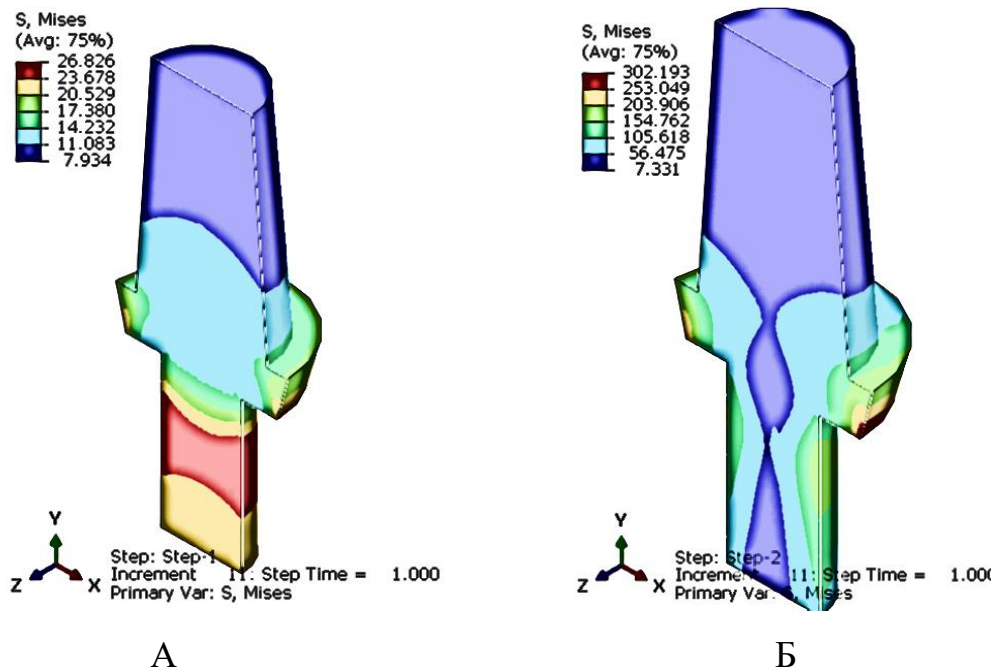


Рисунок 11 — Картина распределения напряжений в абатменте титанового имплантата при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

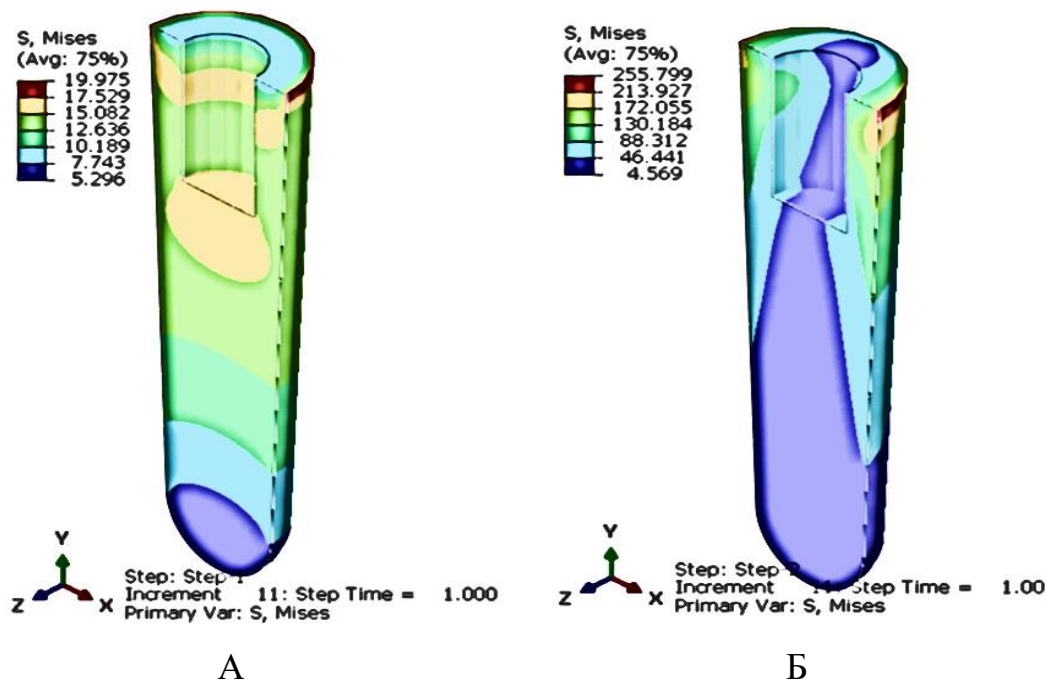


Рисунок 12 – Картина распределения в титановом имплантате при вертикальной (А) и наклонной (Б) нагрузках

3.3. Негативное воздействие неблагоприятных биомеханических условий на напряжённно-деформированное состояние внутрикостного имплантата

Неблагоприятные биомеханические условия нагрузки титановых внутрикостных имплантатов по-разному влияют на величину напряжений в конструкционных материалах протетической конструкции, но фактически не меняют картину распределения напряжений в сравнении с базовой моделью (Таблица 3).

В условиях вертикальной нагрузки измененные биомеханические условия функционирования имплантата, хотя и влияют на величину напряжений, но далеки от пределов прочности изучаемых материалов.

Даже отмечается некоторое уменьшение напряжений в конструкции при уменьшении длины имплантата на 30%: в сборной конструкции 66,051 МПа по окклюзионной поверхности коронки и 44,071 МПа в области контакта имплантата, абатмента и коронки; в самой коронке 66,054 МПа; в абатменте 25,378 МПа и в самом имплантате 16,609 МПа (Рисунок 13). Возможно, напряжения в конструкции уменьшаются за счет увеличения напряжений в окружающей костной ткани.

Также происходит уменьшение напряжений, но только в коронке, при уменьшении диаметра имплантата на 30% – максимум напряжений по окклюзионной поверхности 52,332 МПа. Снижаются напряжения и в целом в сборной конструкции (34,937 МПа по границе имплантата, абатмента и коронки) (Рисунок 14). В абатменте внутри шахты имплантата напряжения 45,834 МПа, на уступе абатмента 33,257 МПа. В имплантате по наружному краю платформы напряжения 39,022 МПа, по дну шахты 33,777 МПа. Таким образом, уменьшение диаметра имплантата приводит к снижению напряжений в сборной конструкции и коронке, но к возрастанию – в абатменте и имплантате (при вертикальной нагрузке).

Таблица 3 – Максимальная величина напряжений в компонентах протетической конструкции на имплантате в неблагоприятных биомеханических условиях (МПа)

Компонент конструкции	Вертикальная нагрузка	Наклонная нагрузка
<i>Уменьшение длины имплантата (на 30%)</i>		
конструкция в сборке	66,051	239,994
керамическая коронка	66,054	129,340
абатмент	25,378	207,975
имплантат	16,609	209,039
<i>Уменьшение диаметра имплантата (на 30%)</i>		
конструкция в сборке	52,322	549,910
керамическая коронка	52,322	120,923
абатмент	45,834	542,173
имплантат	39,022	550,158
<i>Уменьшения длины и диаметра имплантата (на 30%)</i>		
конструкция в сборке	55,812	545,480
керамическая коронка	55,802	123,105
абатмент	45,026	570,843
имплантат	37,094	545,961
<i>Уменьшение толщины кортикальной кости (на 30%)</i>		
конструкция в сборке	69,949	280,508
керамическая коронка	69,949	138,598
абатмент	26,425	280,508
имплантат	17,920	212,748
<i>Снижение модуля упругости кортикальной костной ткани (на 30%)</i>		
конструкция в сборке	75,162	299,939
керамическая коронка	75,162	145,572
абатмент	27,394	299,939
имплантат	19,885	259,885
<i>Наклон абатмента 15°</i>		
конструкция в сборке	54,145	345,595
керамическая коронка	54,831	73,203
абатмент	36,003	345,595
имплантат	25,429	242,154
<i>Наклон абатмента 30°</i>		

Продолжение таблицы 3

конструкция в сборке	66,041	394,307
керамическая коронка	58,826	132,480
абатмент	66,041	395,325
имплантат	57,633	280,055
<i>Резорбция костной ткани 30%</i>		
конструкция в сборке	53,607	476,521
керамическая коронка	53,607	136,479
абатмент	32,496	343,052
имплантат	25,415	476,521
<i>Резорбция костной ткани 50%</i>		
конструкция в сборке	49,971	630,007
керамическая коронка	49,971	120,688
абатмент	33,490	357,159
имплантат	29,735	630,007
<i>Увеличение нагрузки на 30%</i>		
конструкция в сборке	97,712	392,851
керамическая коронка	97,712	189,766
абатмент	34,874	392,851
имплантат	25,968	332,539
<i>Окклюзионный супраконтакт</i>		
конструкция в сборке	16030,818	13384,914
керамическая коронка	16030,818	13384,914
абатмент	132,579	502,576
имплантат	20,002	255,811
<i>Контакт с костной тканью 50% (немедленная нагрузка)</i>		
конструкция в сборке	65,680	322,083
керамическая коронка	65,680	138,947
абатмент	27,619	322,083
имплантат	21,843	290,630

Неоднозначное влияние на напряжения конструкции оказывает совместное уменьшение длины и диаметра имплантата. В частности, снижение напряжений происходит в сборной конструкции и коронке: в конструкции 55,812 МПа по

окклюзионной поверхности и 46,521 МПа по контакту имплантата и абатмента; в коронке – 55,802 МПа по окклюзионной поверхности и 13,236 МПа по краю коронки. В свою очередь увеличение напряжений происходит в абатменте и имплантате: в абатменте (45,026 МПа в шахте и 32,724 МПа по контакту абатмента с имплантатом; в имплантате 37,094 МПа по наружному краю имплантата и 27,626 МПа в остальных объёмах имплантата). (Рисунок 15)

Незначительные изменения происходят в напряженно-деформированном состоянии в конструкции на имплантате в условиях уменьшенной по толщине кортикальной пластины. В сборной конструкции по окклюзионной поверхности идут напряжения 69,949 МПа, снижаясь до 35,047 МПа по контакту абатмента и имплантата (Рисунок 16). Искусственная коронка испытывает напряжения 69,949 МПа (по окклюзионной поверхности) до 15,563 МПа (по экватору коронки). Идентичны базовой модели напряжения в абатменте – в шахте имплантата 26,425 МПа и по уступу 23,360 МПа. Невелико снижение напряжений в имплантате – по шейке имплантата и по дну шахты 17,920 МПа.

Практически нет влияния в условиях вертикальной нагрузки на напряжения в конструкции при снижении модуля упругости кортикальной костной ткани на 30% (Рисунок 17). Так, в сборной конструкции напряжения 75,162 МПа (по окклюзионной поверхности) и 50,159 МПа (по контакту абатмента и имплантата); в коронке 75,162 МПа по окклюзионной поверхности и до 16,465 МПа по экватору; в абатменте в шахте 27,394 МПа и по краю уступа 24,150 МПа; в имплантате снаружи шейки и по дну шахты 19,885 МПа.

Незначительный наклон абатмента (15°) при вертикальной нагрузке не повышает напряжений в сборной конструкции: 54,145 МПа по окклюзионной поверхности и в шахте имплантата, а также в коронке – 54,831 МПа по окклюзионной поверхности. Но происходит повышение напряжений в абатменте (36,003 МПа) и в имплантате (25,429 МПа) (Рисунок 18).

Увеличение наклона абатмента (30°) повторяет ту же закономерность – незначительное уменьшение напряжений в коронке и в сборной конструкции и увеличение – в абатменте и имплантате, (Рисунок 19). В частности, в сборной

конструкции напряжения 66,041 МПа по окклюзионной поверхности коронки и по контакту имплантата и абатмента (и до 44,062 МПа в шахте имплантата); в коронке – 58,826 МПа; в абатменте – 66,041 МПа по краю уступа и в шахте; в имплантате – 57,633 МПа по платформе до 38,755 МПа вдоль всего имплантата.

Появление резорбции костной ткани на 30% высоты имплантата повышает напряжения в абатменте и имплантате: соответственно в абатменте 32,496 МПа в шахте, в имплантате 25,415 МПа по дну шахты (Рисунок 20). В то же время снижаются напряжения в коронке и в сборной конструкции: соответственно 53,607 МПа по окклюзионной поверхности и 53,607 МПа по окклюзионной поверхности и 26,780 МПа в шахте имплантата.

Увеличение степени резорбции до половины высоты имплантата сохраняет закономерность снижения напряжений в коронке и в целом в конструкции и увеличения в абатменте и имплантате (Рисунок 21). Максимум в сборной конструкции и коронке – 49,971 МПа по окклюзионной поверхности; в абатменте 33,490 МПа в зоне шахты; в имплантате 29,735 МПа по дну шахты.

Точечный всплеск напряжений 16030,818 МПа выявляется в области окклюзионного супраконтакта в коронке (Рисунок 22). Всплеск напряжений прослеживается в верхней точке абатмента (132,579 МПа). В имплантате по наружной поверхности шейки напряжения 20,002 МПа.

Степень повышения напряжений в анализируемых компонентах в условиях увеличения на 30% нагрузки: в сборной конструкции и коронке 97,712 МПа; в абатменте 34,874 МПа; в имплантате 25,968 МПа.

Отсутствие полного костного контакта с имплантатом при реализации немедленной нагрузки при вертикальной нагрузке не приводит к значимому увеличению напряжений: по окклюзионной поверхности конструкции 65,680 МПа до 32,915 МПа в шахте имплантата (Рисунок 23). В коронке напряжения по окклюзионной поверхности 65,690 МПа, в абатменте – 27,619 МПа (в шахте и по краю уступа), в имплантате – 21,843 МПа (по краю шейки имплантата).

Наклонная нагрузка усугубляет негативное воздействие основных неблагоприятных биомеханических факторов.

В сравнении с оптимальной базовой моделью короткий имплантат не увеличивает напряжения в элементах конструкции на имплантате. Так, в самой конструкции по контакту имплантата, абатмента и коронки напряжения 239,994 МПа (по окклюзионной поверхности коронки – 48,073 МПа). В самой коронке максимум напряжений 129,340 МПа, в абатменте – 207,975 МПа, в имплантате – 209,039 МПа (Рисунок 24).

Сужение диаметра имплантата на 30% увеличивает напряжения в конструкции в целом, в абатменте и имплантате: соответственно 549,910 МПа по контакту абатмента и имплантата; 542,173 МПа в этой же зоне абатмента (в других отделах 363,852 МПа); 550,158 МПа в имплантате по наружному краю платформы (вокруг шахты 440,450 МПа). В то же время отмечается снижение напряжений в искусственной коронке (по краю 120,923 МПа, по окклюзионной поверхности 82,120 МПа) (Рисунок 25).

Сочетанное воздействие сужения и укорочения имплантата повторяет вышеописанную закономерность – увеличение напряжений в абатменте, имплантате и сборной конструкции и уменьшение напряжений в керамической коронке. Напряжения в абатменте, имплантате и сборной конструкции соответственно 570,843 МПа, 545,961 МПа и 545,480 МПа, а по краю коронки 123,105 МПа (Рисунок 26).

Уменьшение на 30% толщины кортикальной пластины у шейки имплантата почти не изменяет напряжения в составляющих протеза на имплантате. По краю контакта абатмента и имплантата в протетической конструкции напряжения 280,508 МПа; по краю коронки – 138,598 МПа; по уступу абатмента – 280,508 МПа; по наружной поверхности шейки имплантата – 212,748 МПа (143,296 МПа в верхней половине имплантата) (Рисунок 27).

Уменьшение модуля упругости костной ткани не изменяет напряжения в сравнении с базовой моделью: в сборной конструкции 299,939 МПа по контакту имплантата и абатмента; в коронке (по ее краю) – 145,572 МПа; в абатменте (по краю уступа) – 299,939 МПа; в имплантате (по краю шейки) – 259,885 МПа (175,318 МПа в верхней половине имплантата) (Рисунок 28).

Наклонная нагрузка абатмента с собственным наклоном в 15° дает высокие напряжения в зоне примыкания абатмента к имплантату и на краю уступа абатмента (345,595 МПа). В имплантате напряжения мало меняются (242,153 МПа), а в коронке снижаются (73,203 МПа) (Рисунок 29). С увеличением степени наклона абатмента до 30° напряжения увеличиваются в большей степени, например, в коронке они приближаются к базовой модели (по краю 132,480 МПа), а в абатменте, имплантате и сборной конструкции – увеличиваются соответственно до 395,325 МПа (по краю уступа и в шахте), 280,055 МПа по краю шейки имплантата (188,578 МПа в верхней половине имплантата) 394,307 МПа (по контакту абатмента и имплантата) (Рисунок 30).

Отсутствие пришеечной кортикальной кости (резорбция 30%) при наклонной нагрузке значительно увеличивает напряжения в абатменте, имплантате и в сборной конструкции: соответственно в абатменте 343,052 МПа (в шахте), в имплантате 476,521 МПа (пришеечная зона), в сборной конструкции 476,521 МПа в этой же зоне. Напряжения в коронке приближаются к базовой модели – 136,479 МПа (Рисунок 31). С увеличением степени резорбции костной ткани до половины имплантата увеличение напряжений в абатменте, имплантате и сборной конструкции достигают соответственно 357,159 МПа (в шахте), 630,007 МПа (по поверхности имплантата в средней части) (то же в сборной модели) (Рисунок 32).

Характерный точечный всплеск напряжений в коронке в месте окклюзионного супраконтакта дает величину 13384,914 МПа (та же картина в сборной конструкции), в абатменте 502,176 МПа по краю уступа, в имплантате 255.811 МПа по наружной поверхности шейки (Рисунок 33).

Увеличение напряжений при увеличении силы нагрузки на 30% составляет величины: в сборной конструкции 392,851 МПа; в коронке 189,766 МПа; в абатменте 392,851 МПа; в имплантате 332,539 МПа.

50% костный контакт при немедленной нагрузке имплантата дает величины напряжений в сборной конструкции и в абатменте (по краю уступа) 322,083 МПа, в коронке (по краю) – 138,947 МПа, в имплантате (снаружи шейки) – 290,630 МПа. (Рисунок 34).

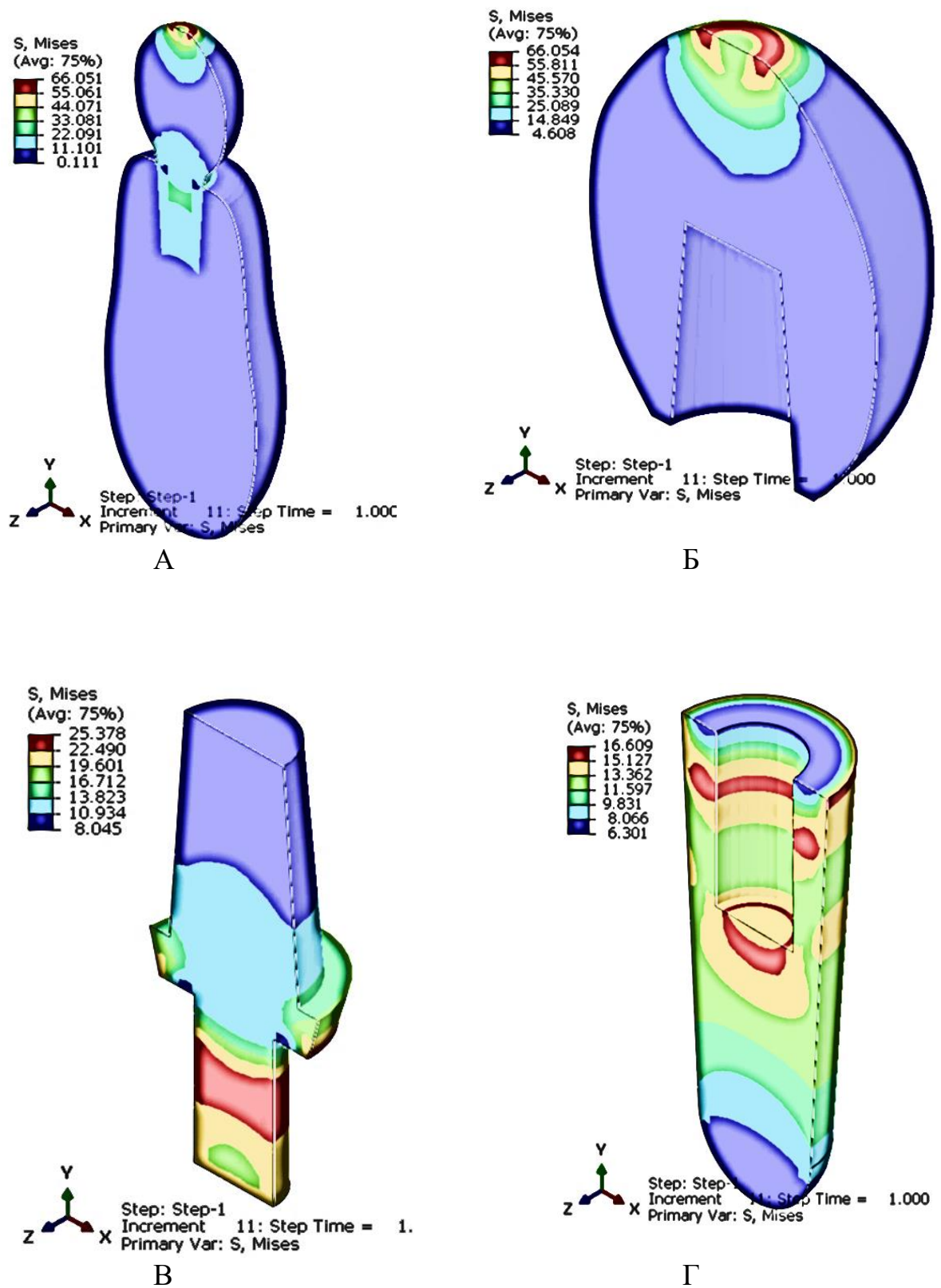


Рисунок 13 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и уменьшении длины имплантата на 30%

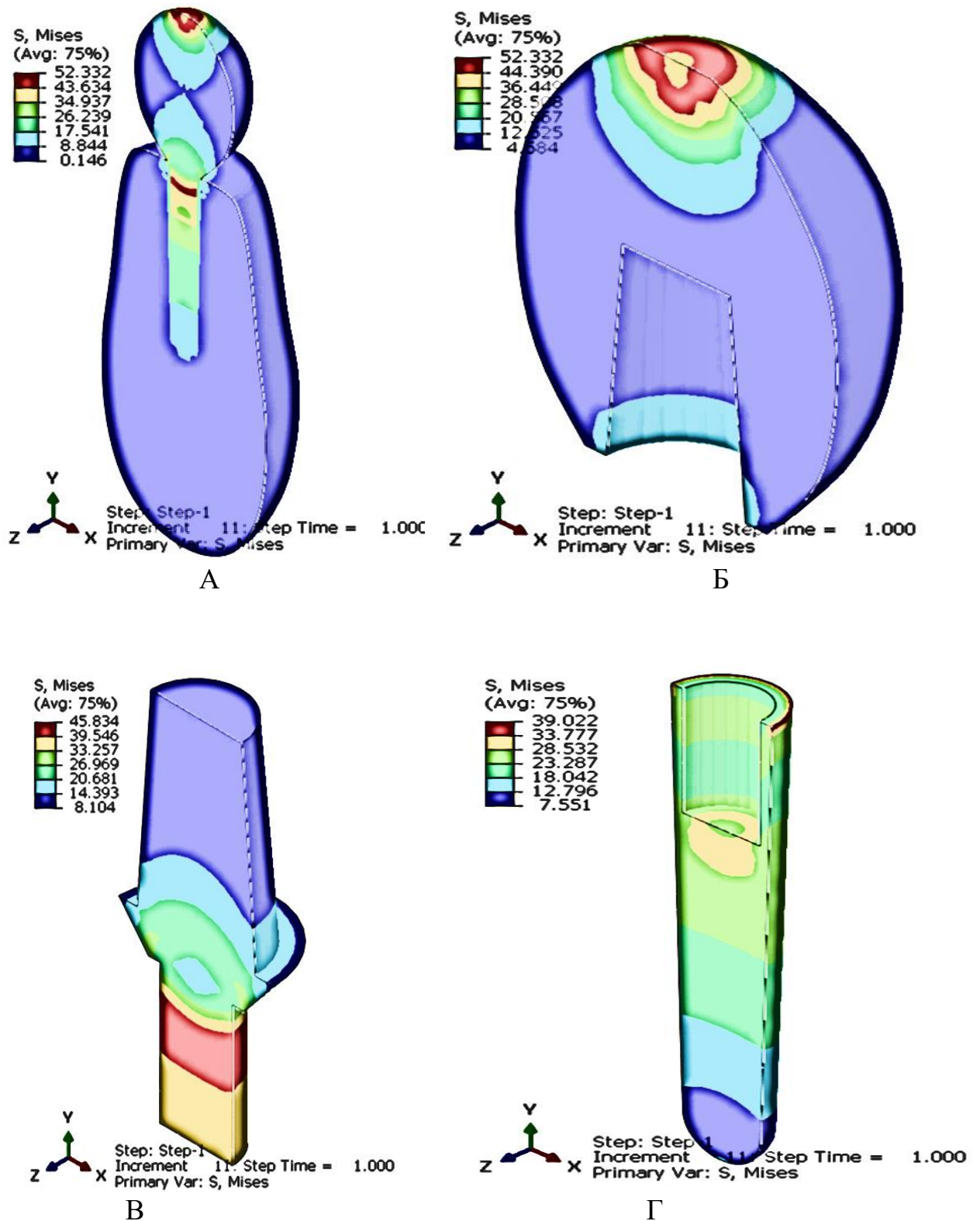


Рисунок 14 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и уменьшении диаметра имплантата на 30%

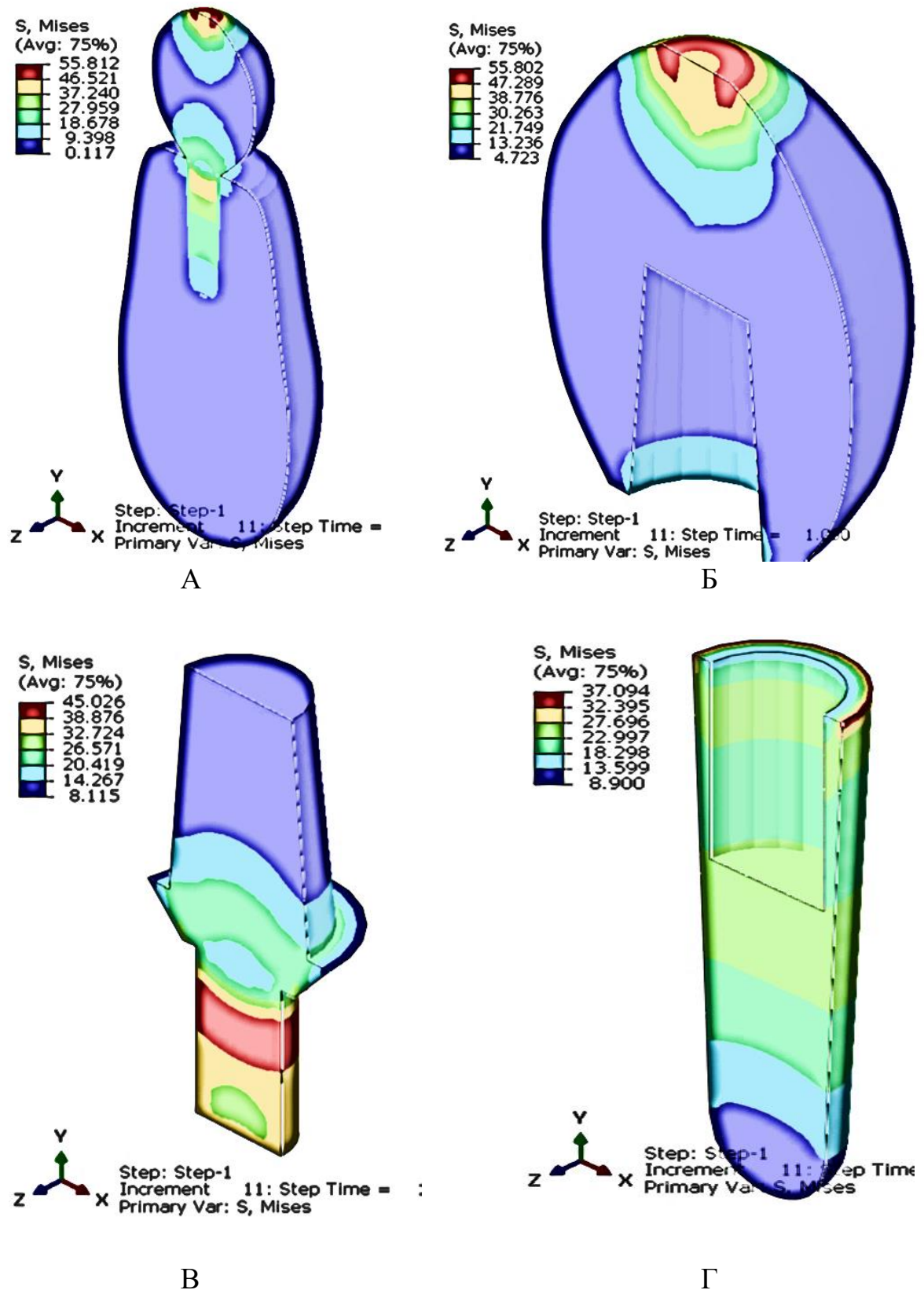


Рисунок 15 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и уменьшении длины и диаметра имплантата на 30%

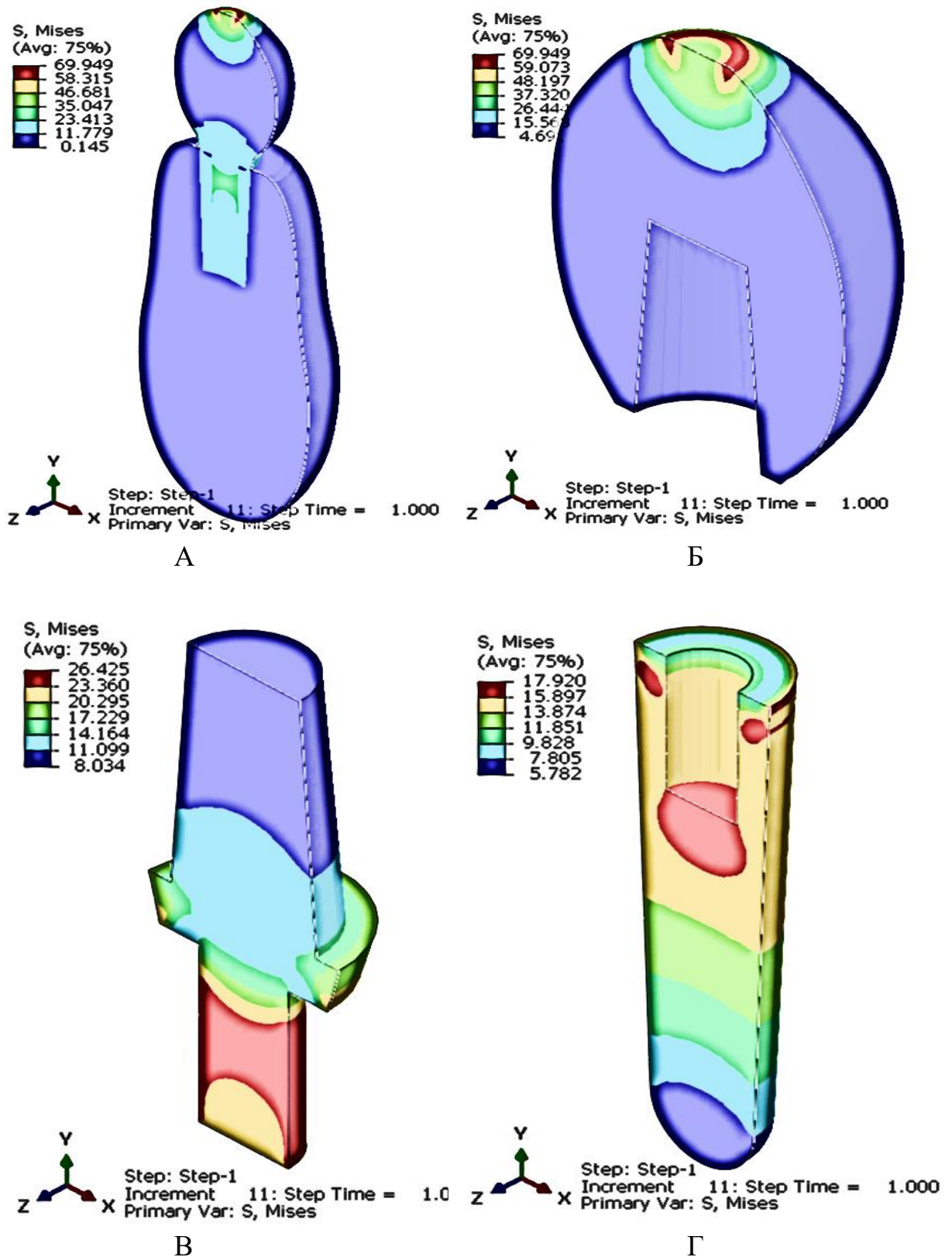


Рисунок 16 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и уменьшении толщины кортикальной кости на 30%

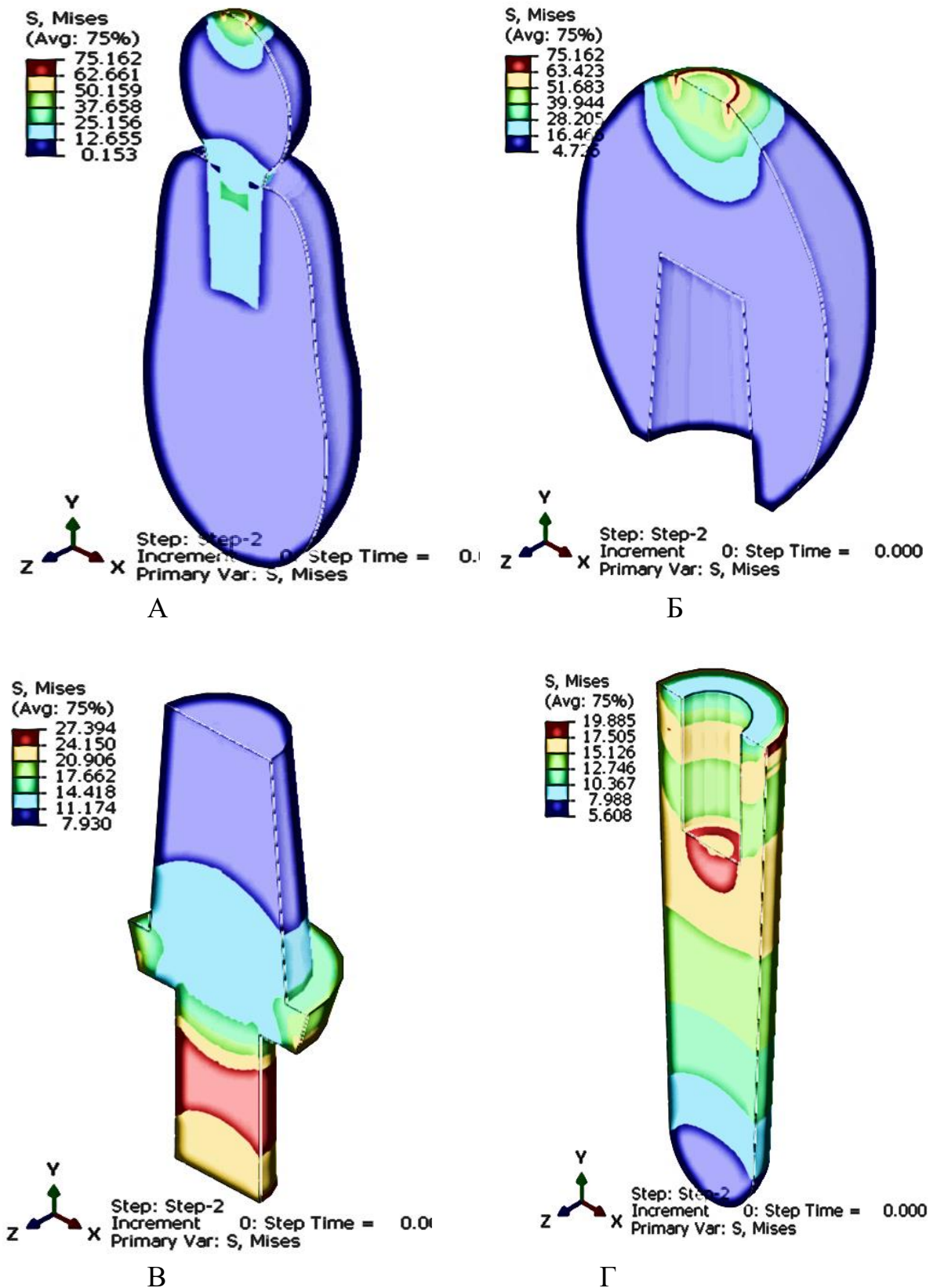


Рисунок 17 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и уменьшении модуля упругости кости на 30%

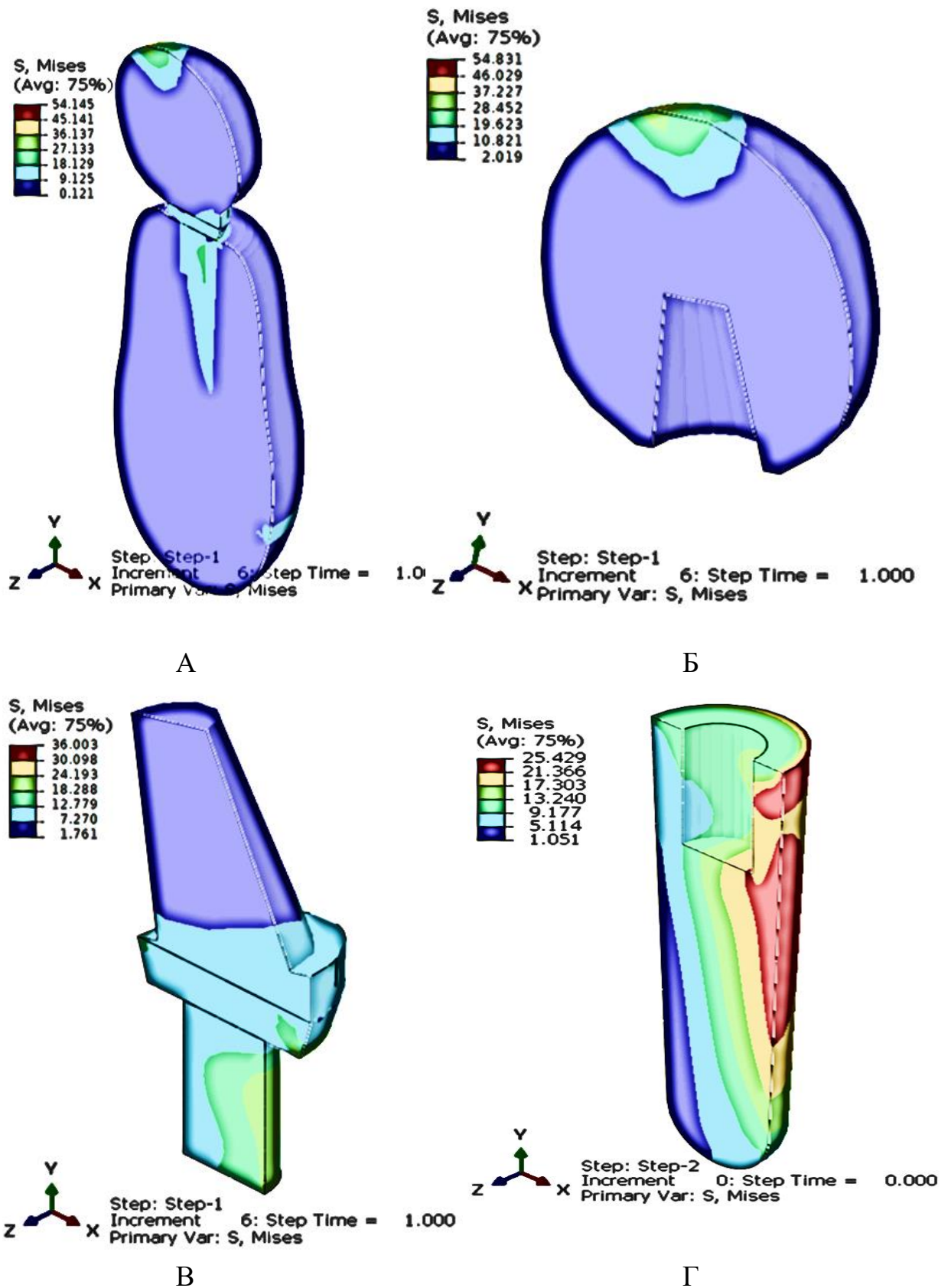


Рисунок 18 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и наклоне абатмента 15°

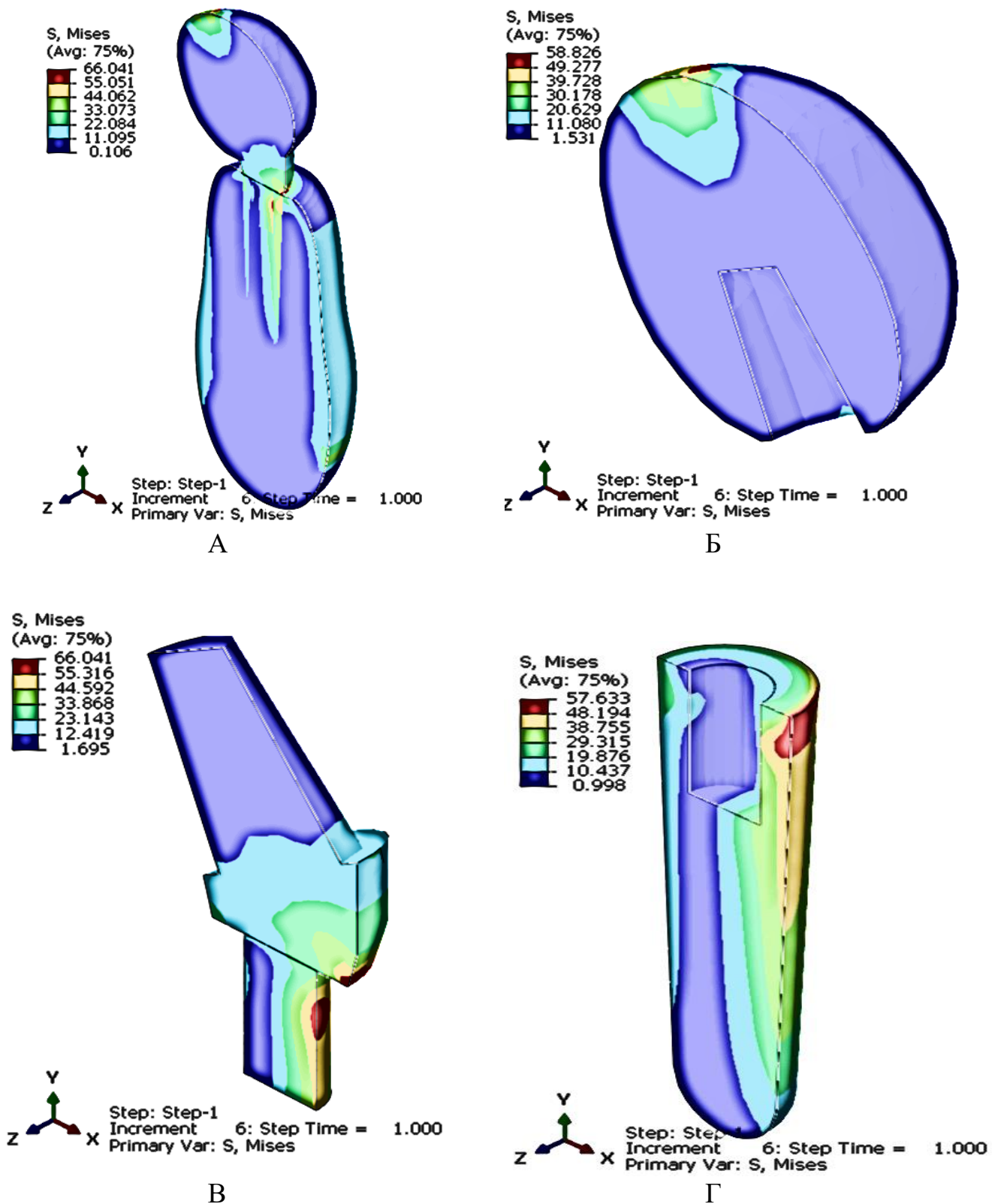


Рисунок 19 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и наклоне абатмента 30°

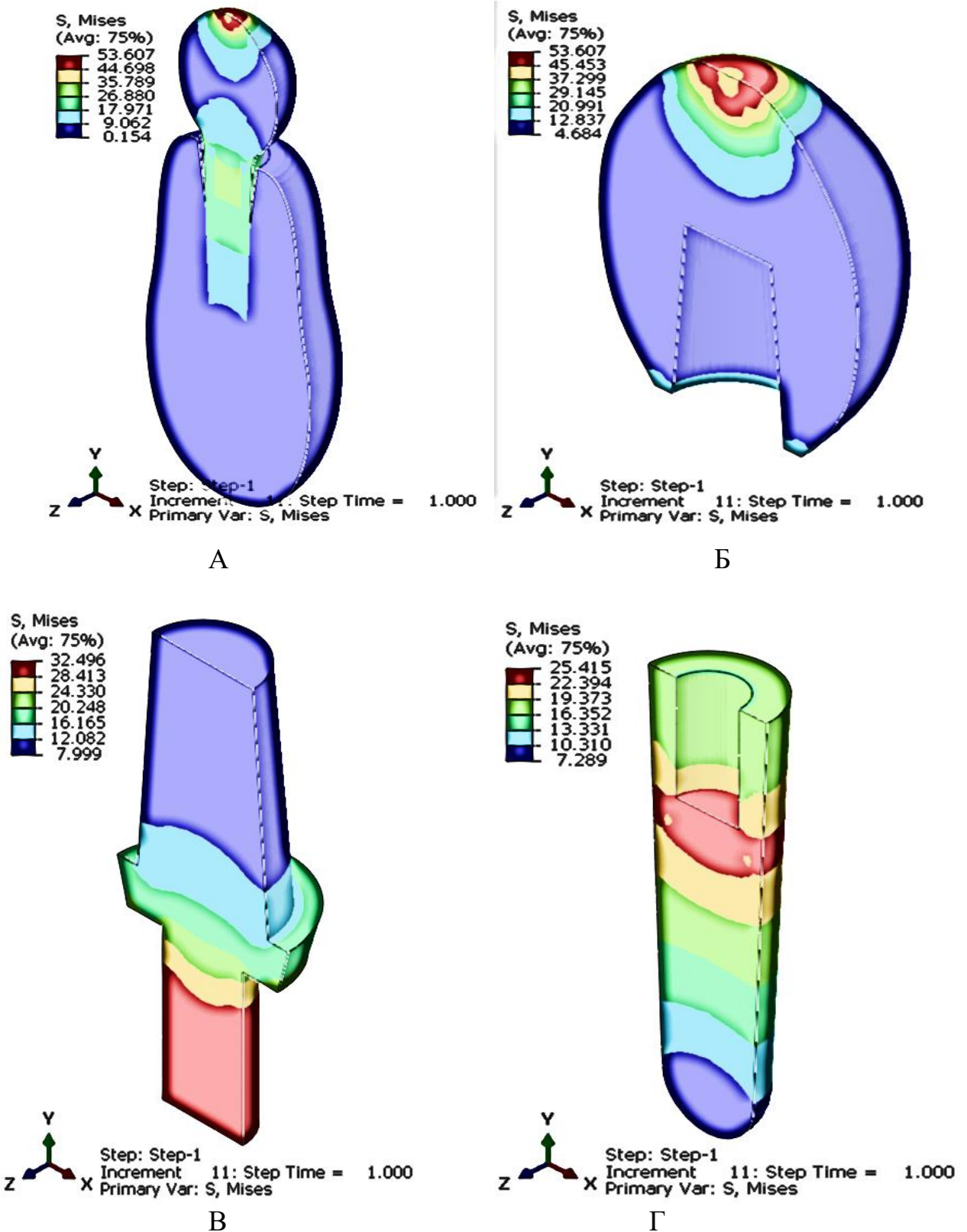


Рисунок 20 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и резорбции кости 30%

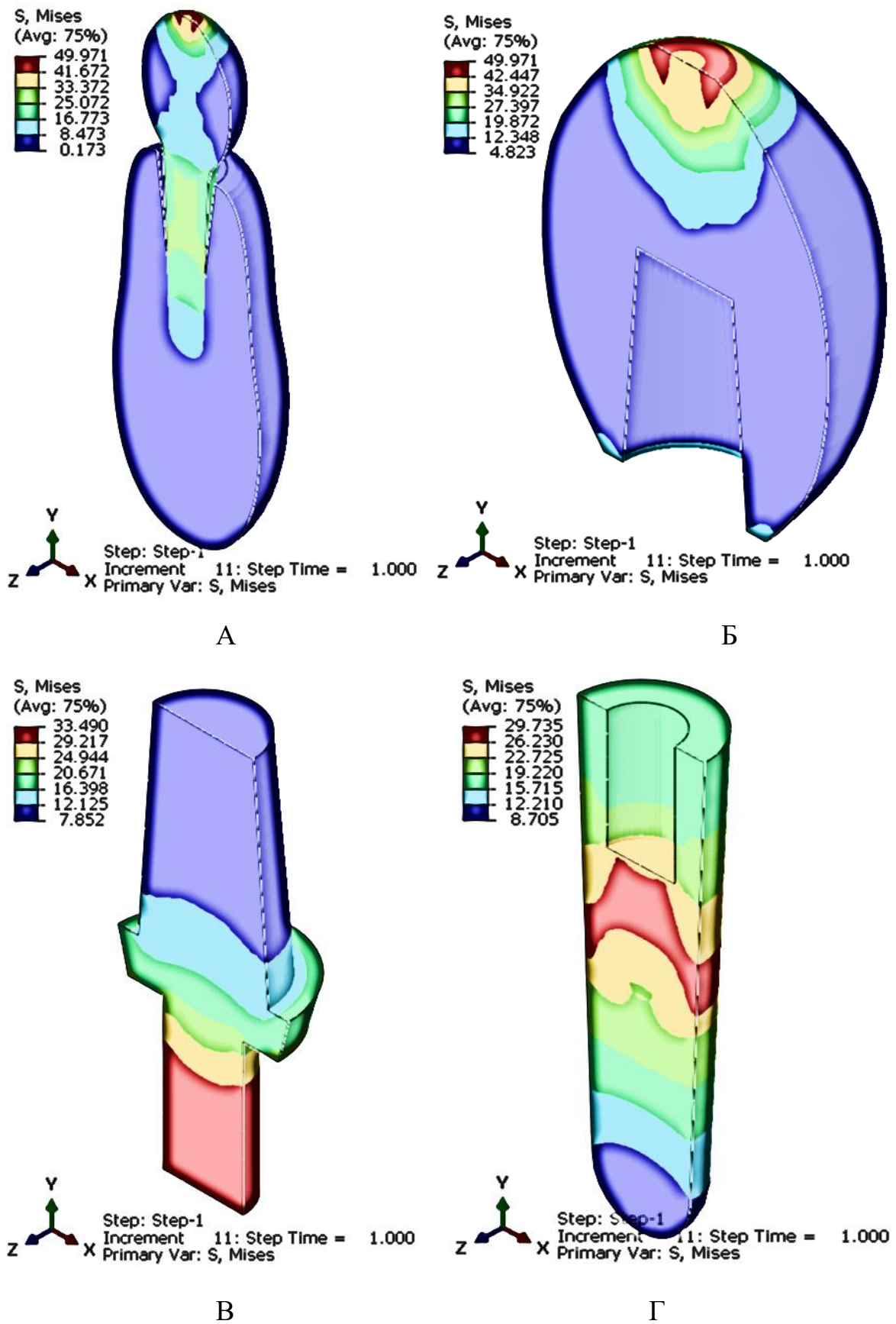
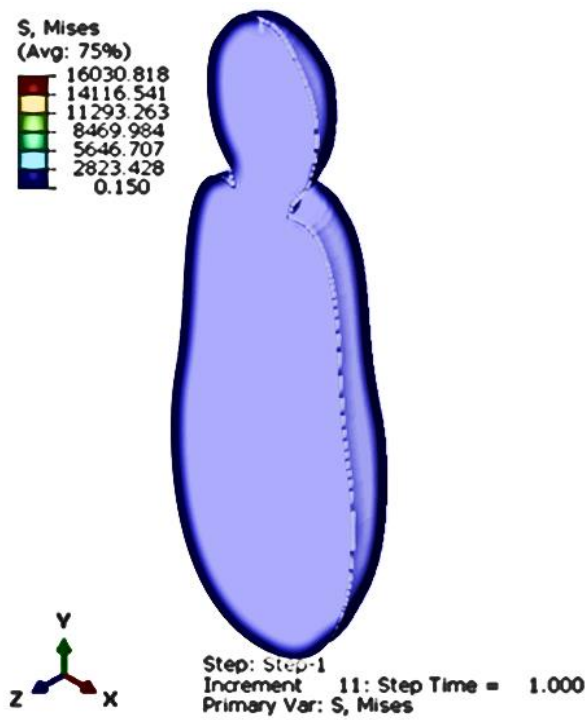
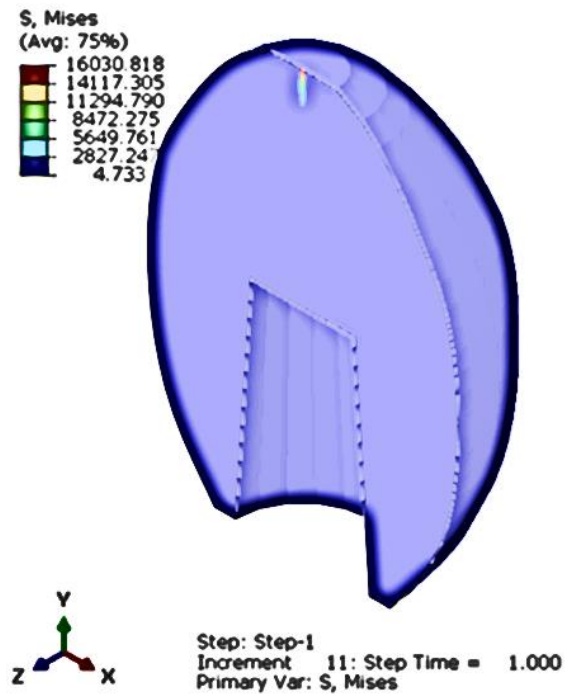


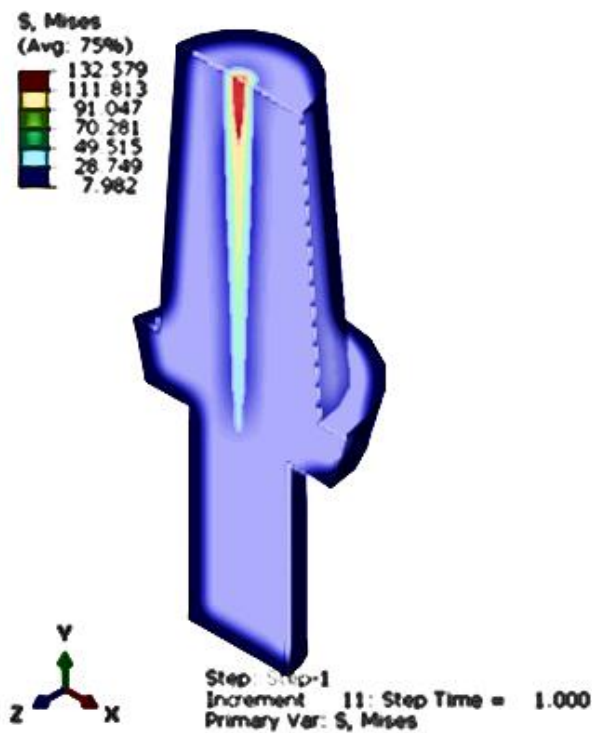
Рисунок 21 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и резорбции кости 50%



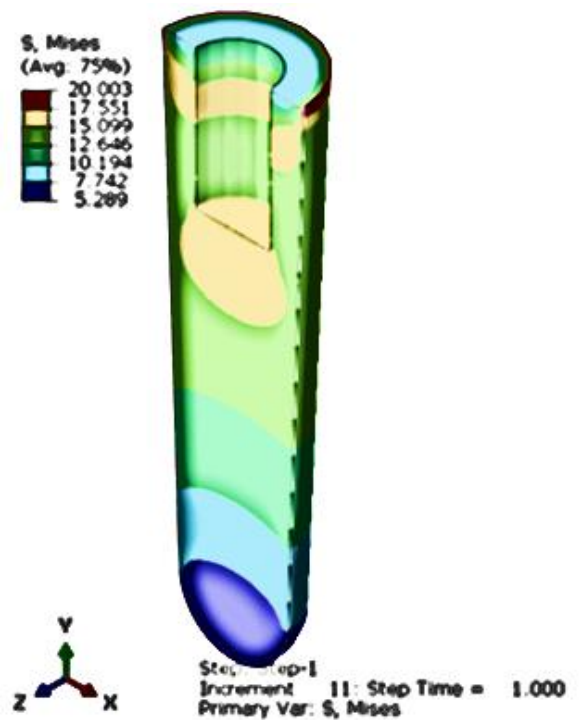
А



Б



В



Г

Рисунок 22– Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и окклюзионном супраконтакте

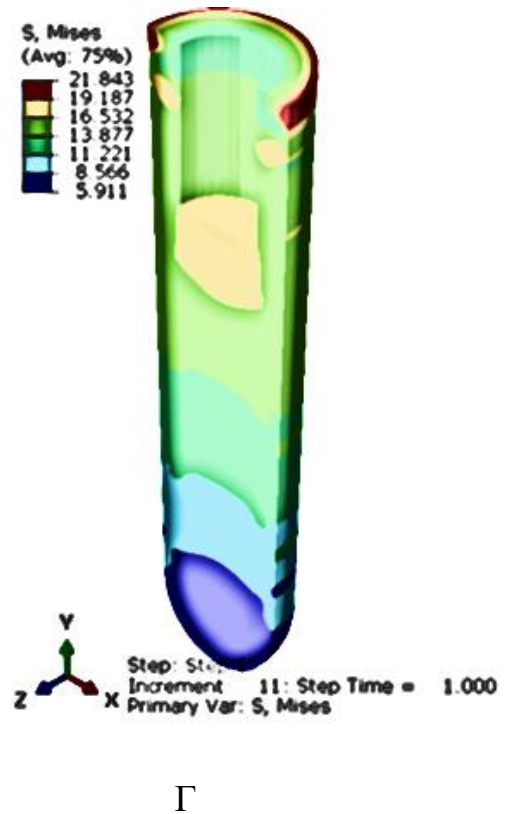
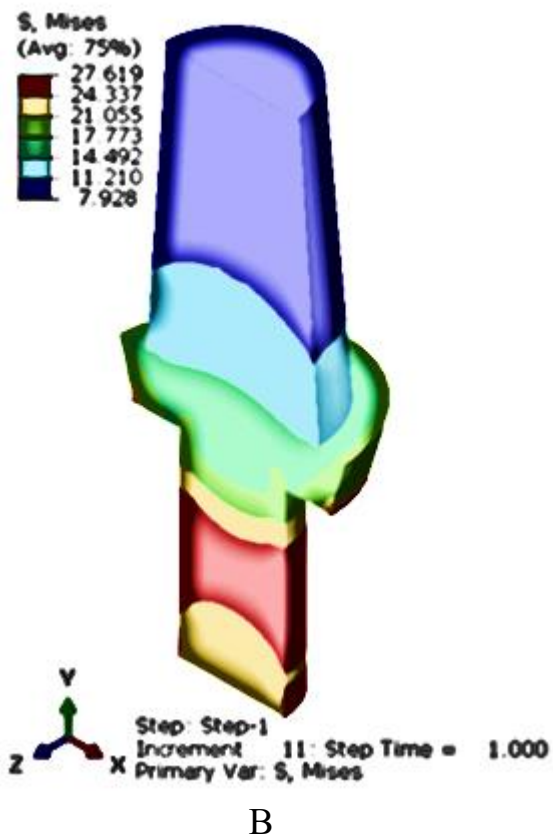
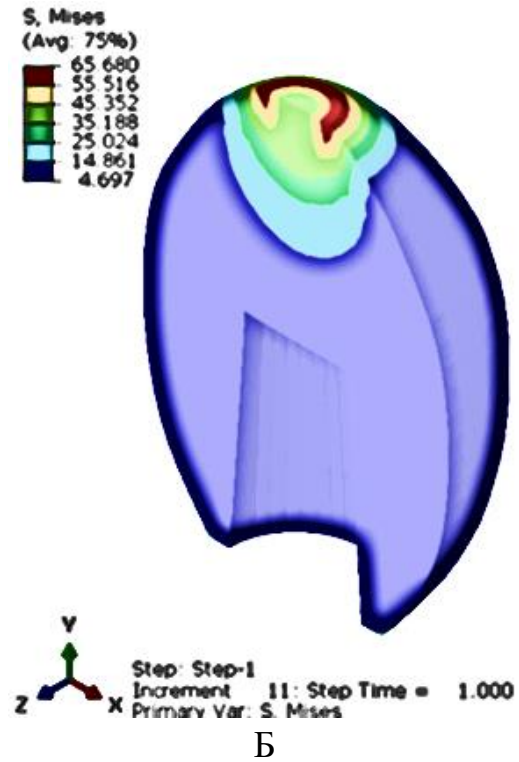
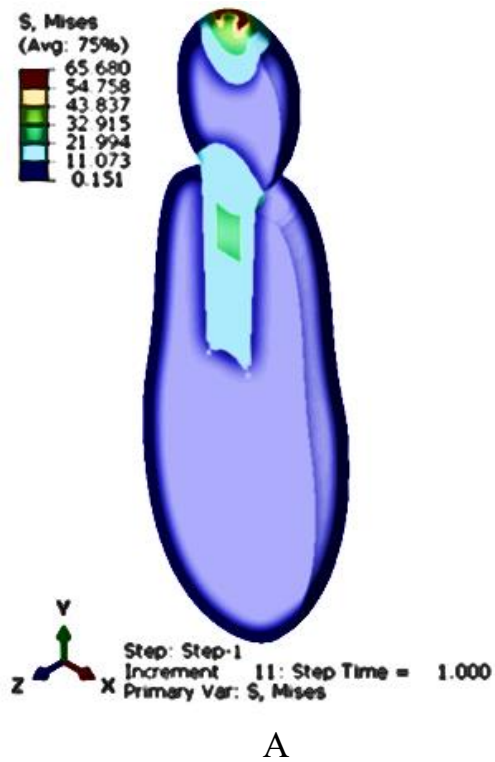


Рисунок 23 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке и контакте с костной тканью 50%

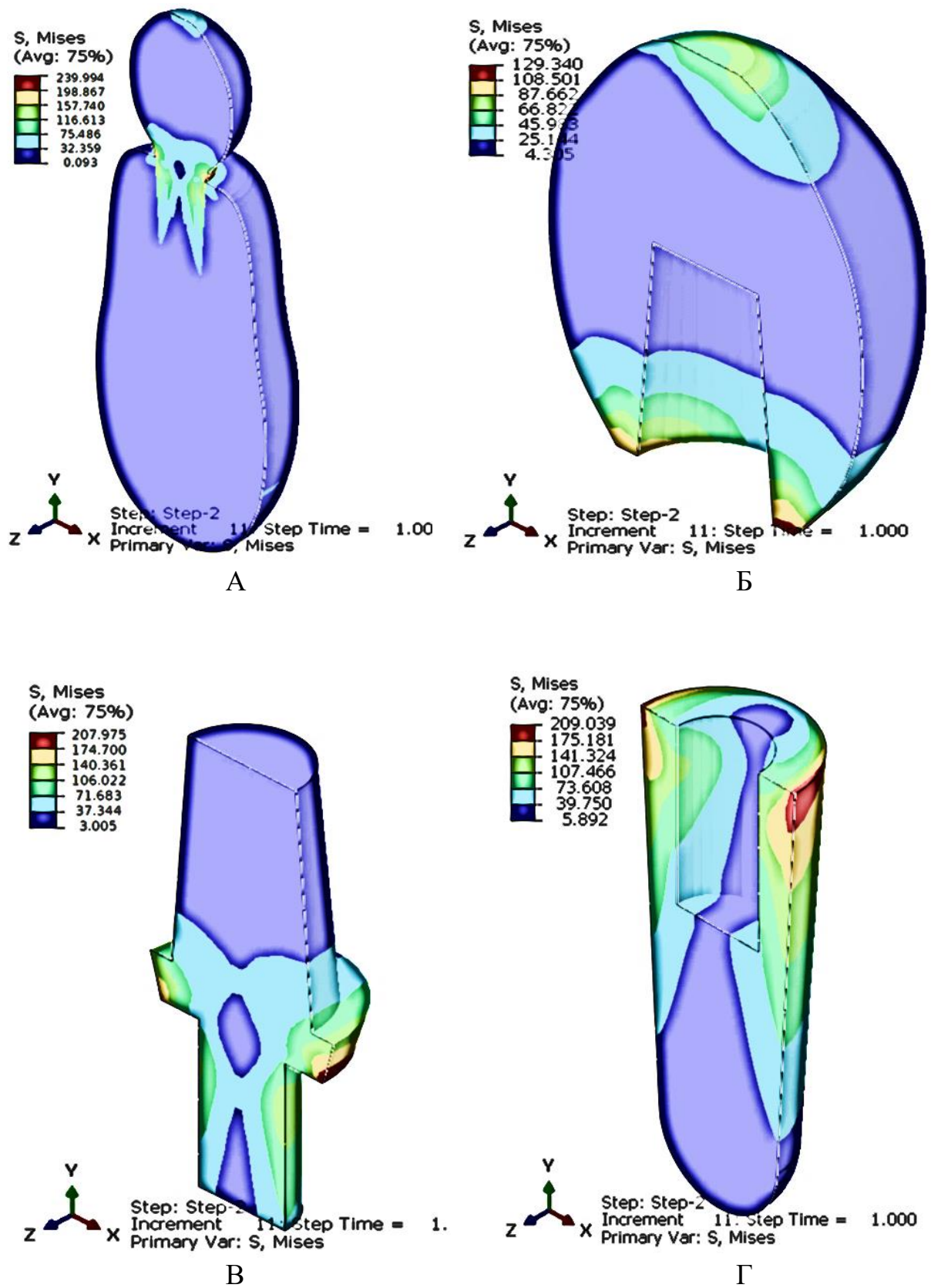
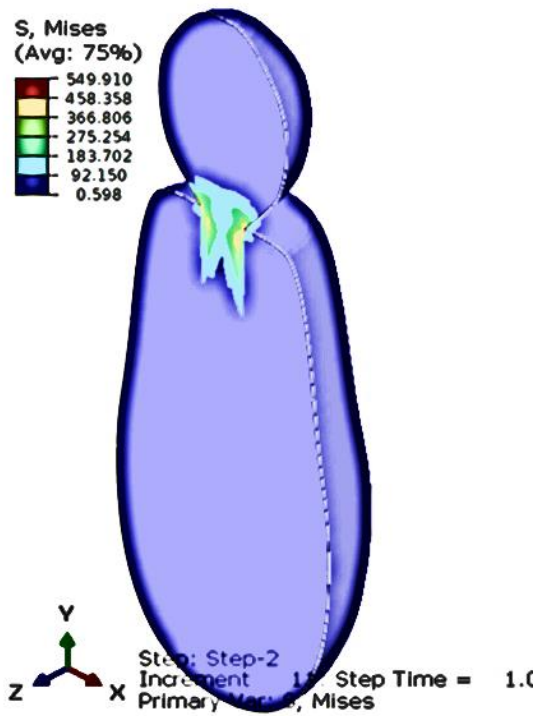
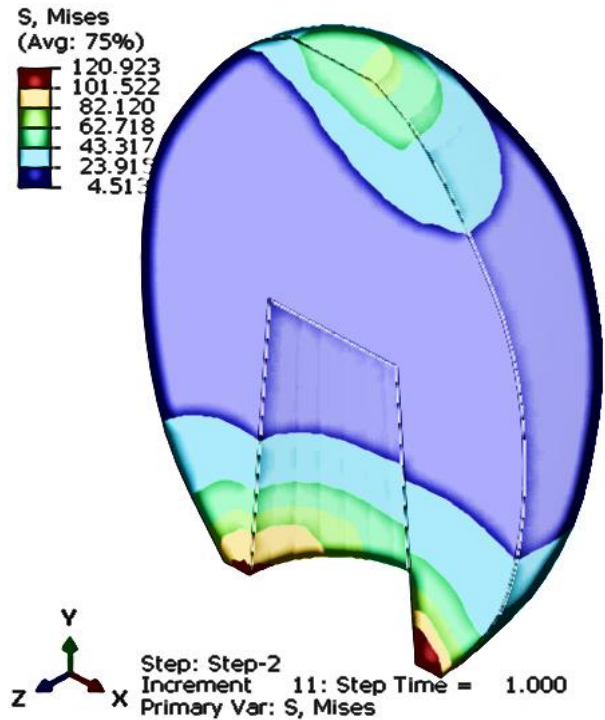


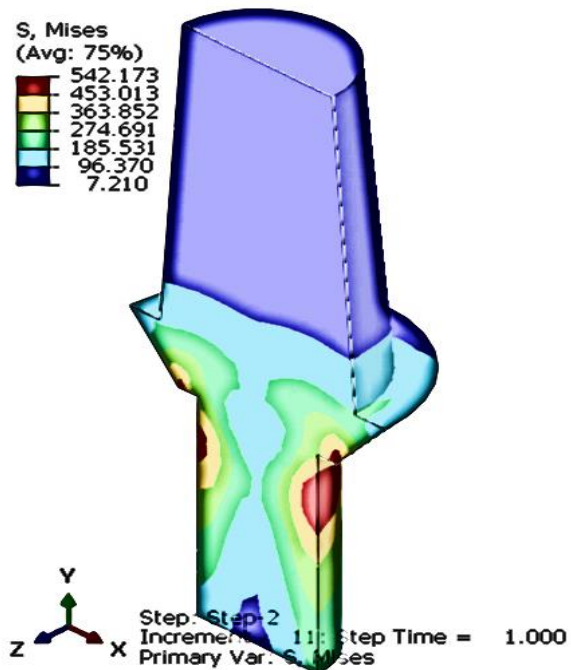
Рисунок 24 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), оронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и уменьшении длины имплантата на 30%



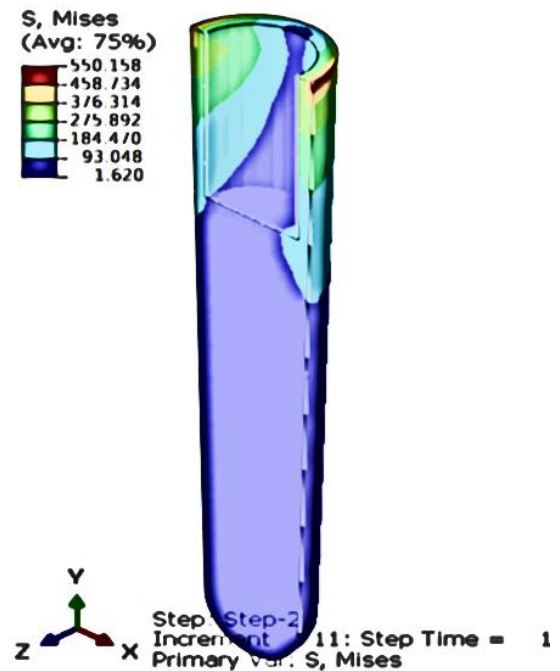
А



Б



В



Г

Рисунок 25 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и уменьшении диаметра имплантата на 30%

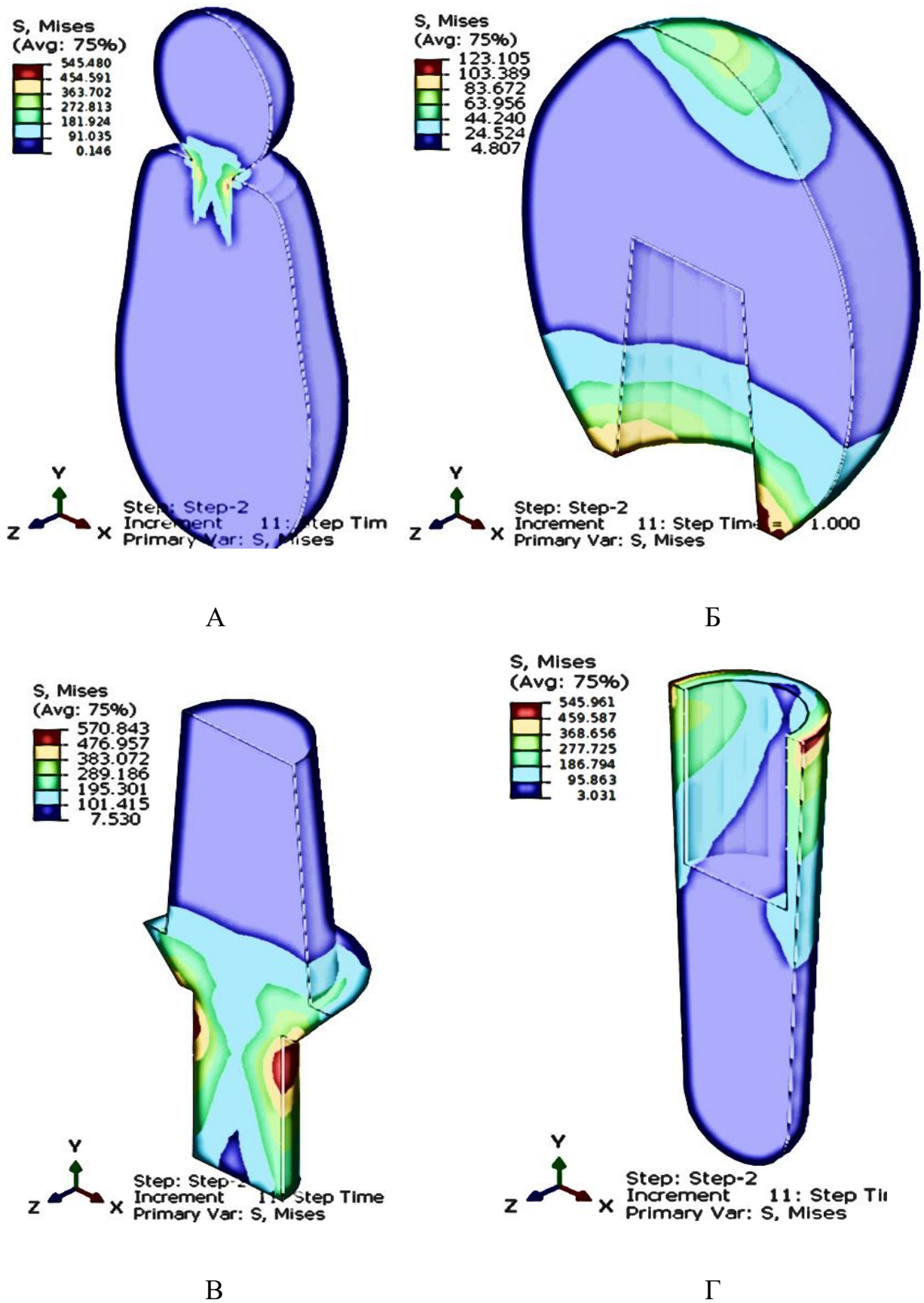


Рисунок 26 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и уменьшении длины и диаметра имплантата на 30%

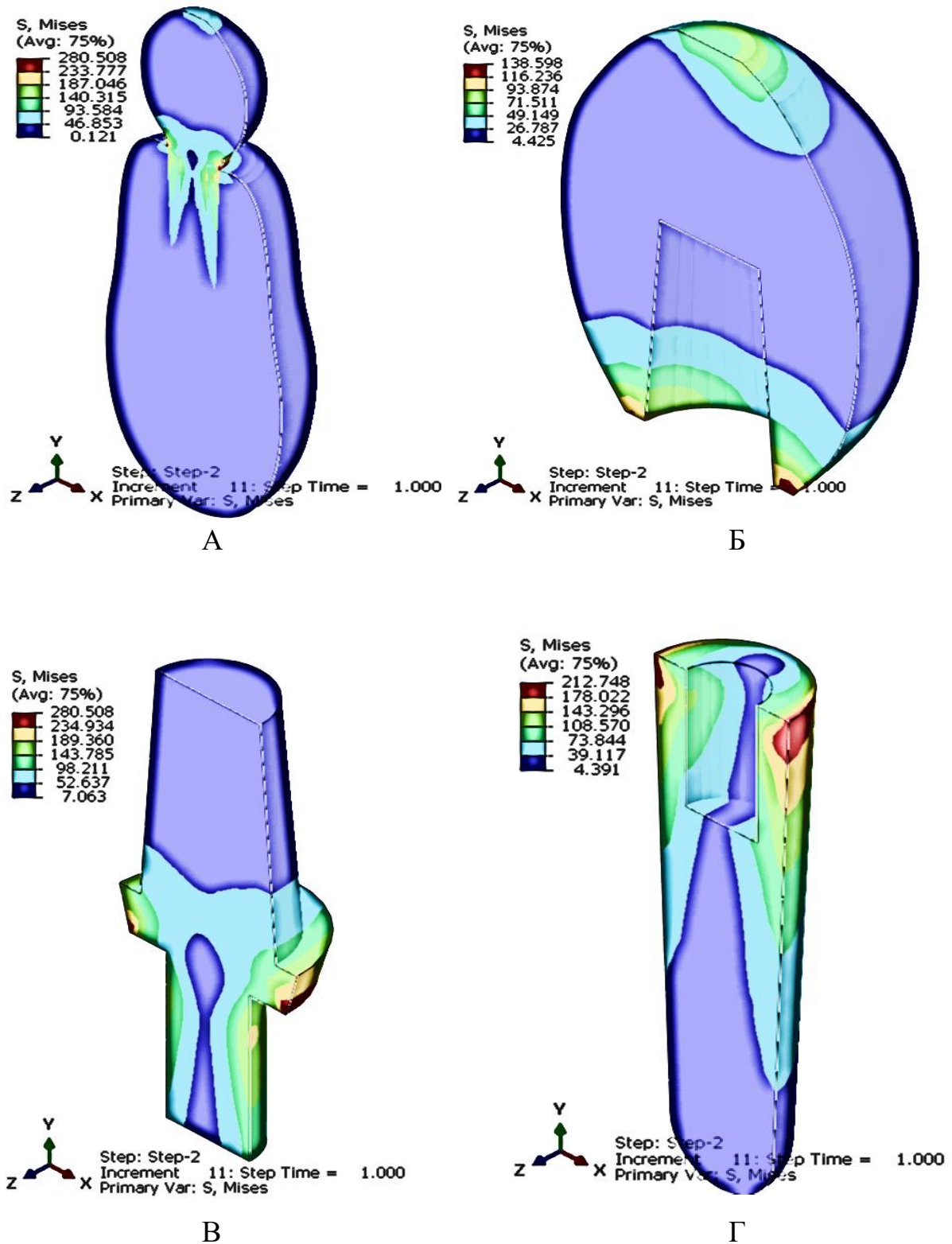


Рисунок 27 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и уменьшении толщины кортикальной кости на 30%

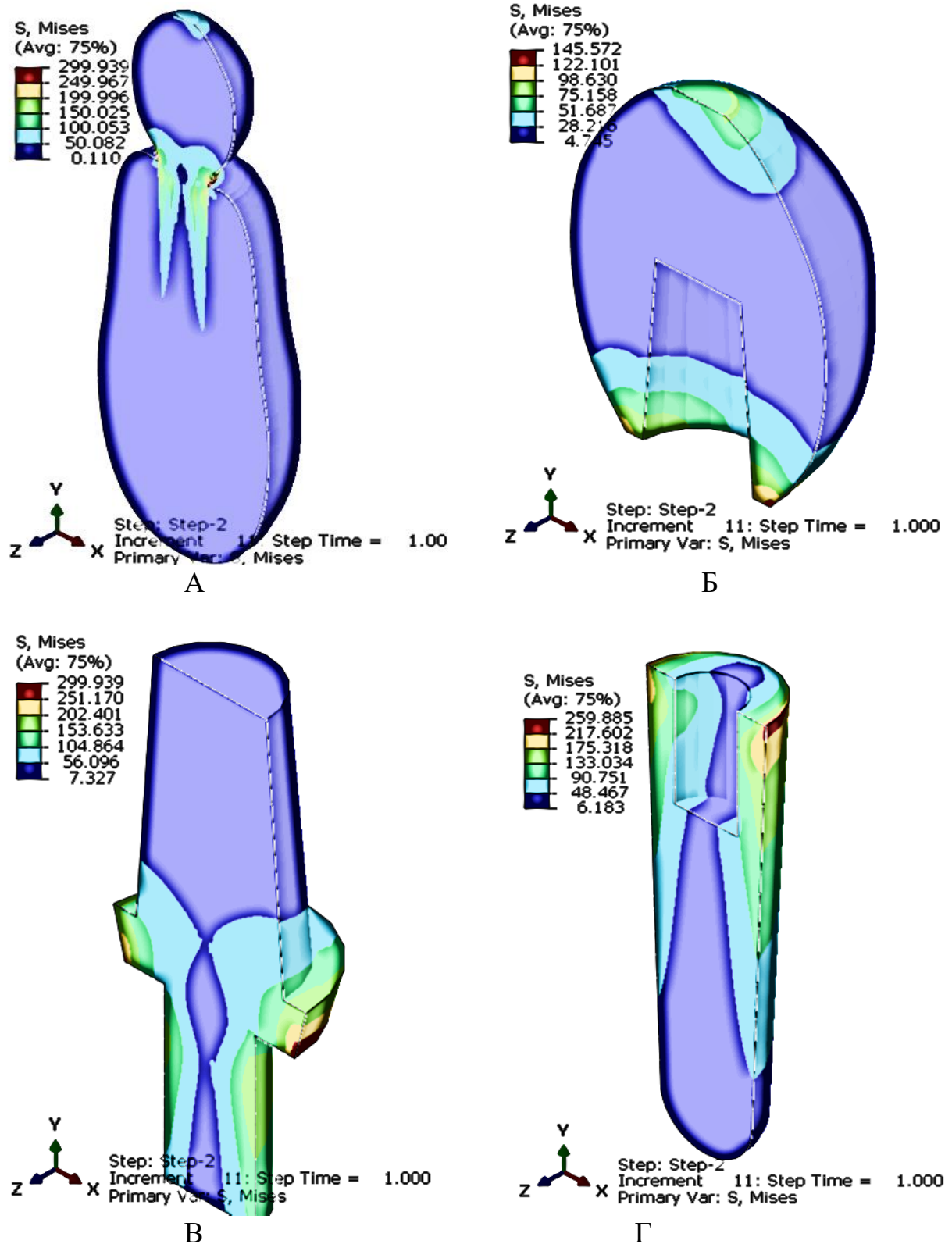


Рисунок 28 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и уменьшении модуля упругости кости на 30%

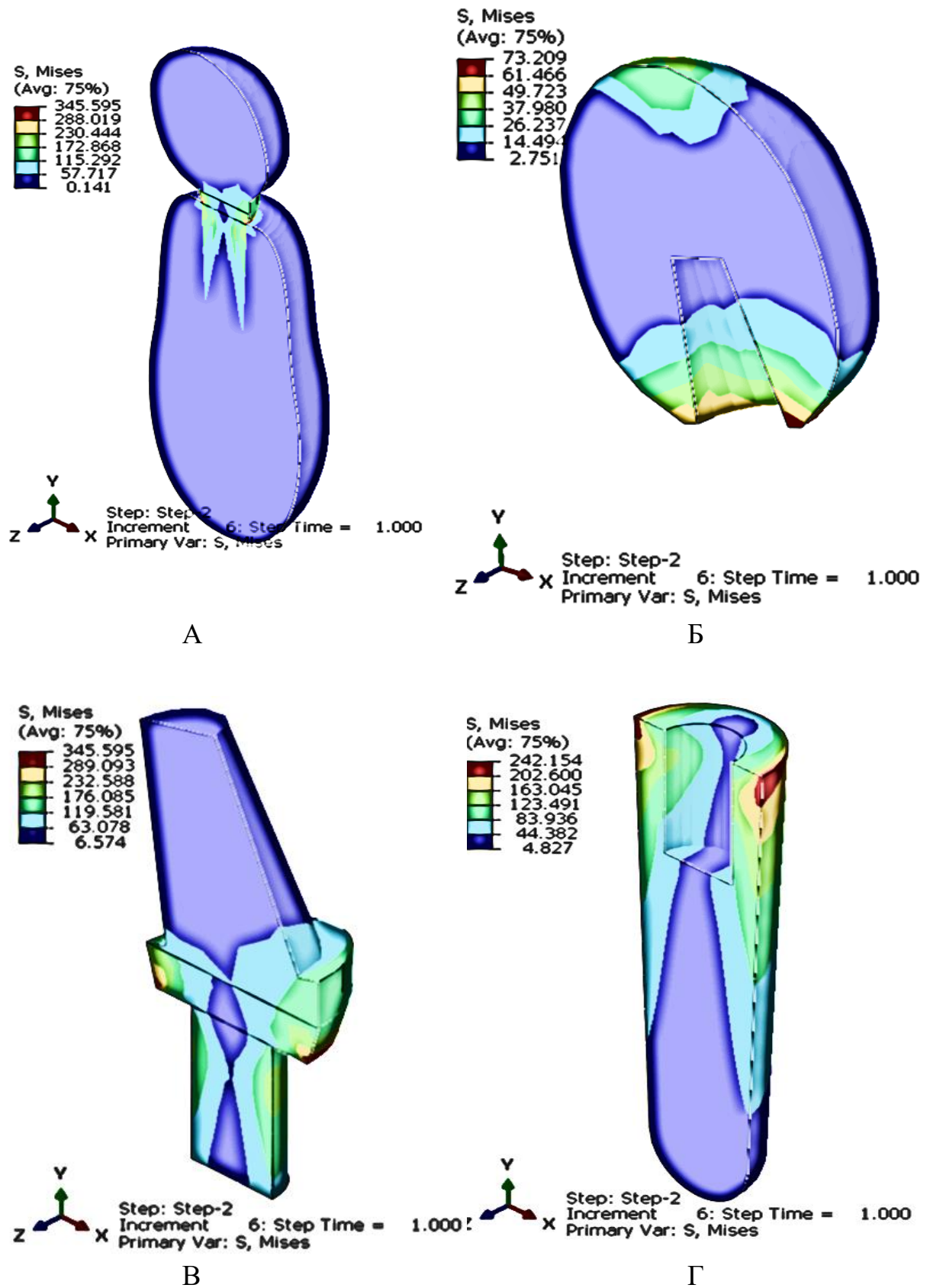
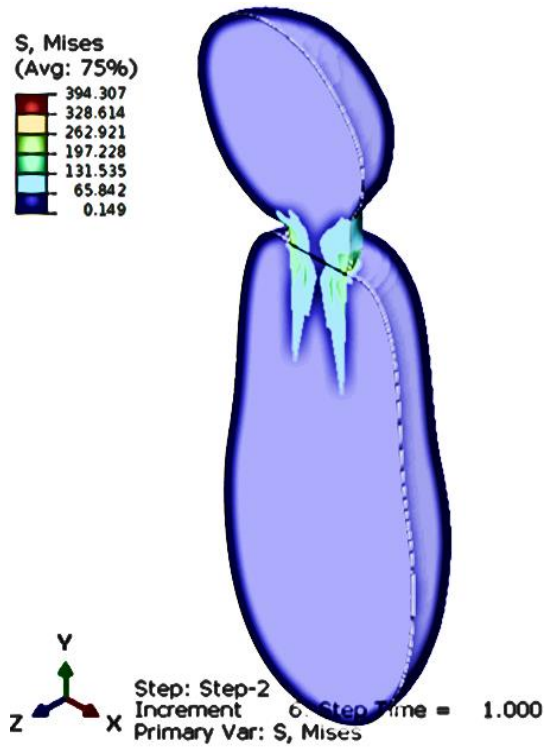
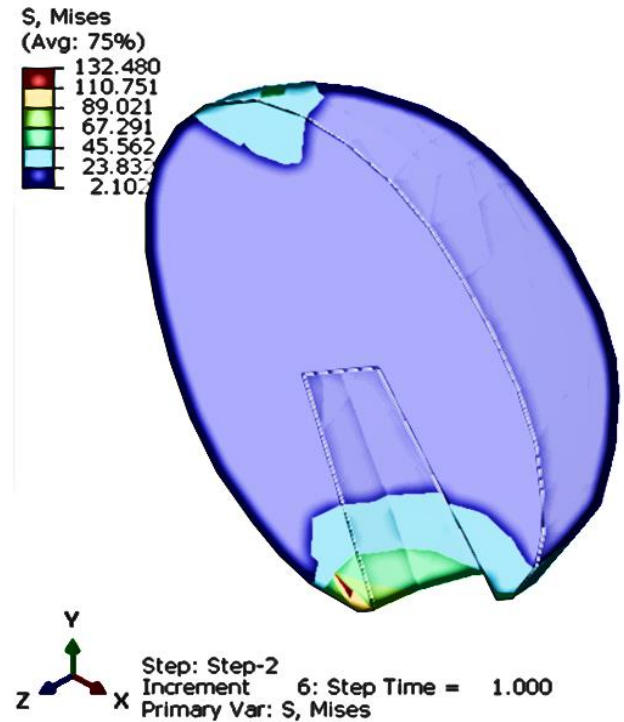


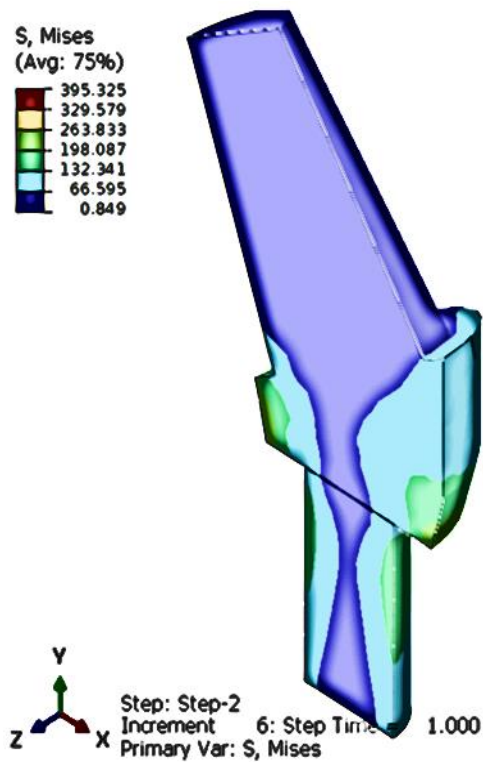
Рисунок 29 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и наклоне абатмента 15°



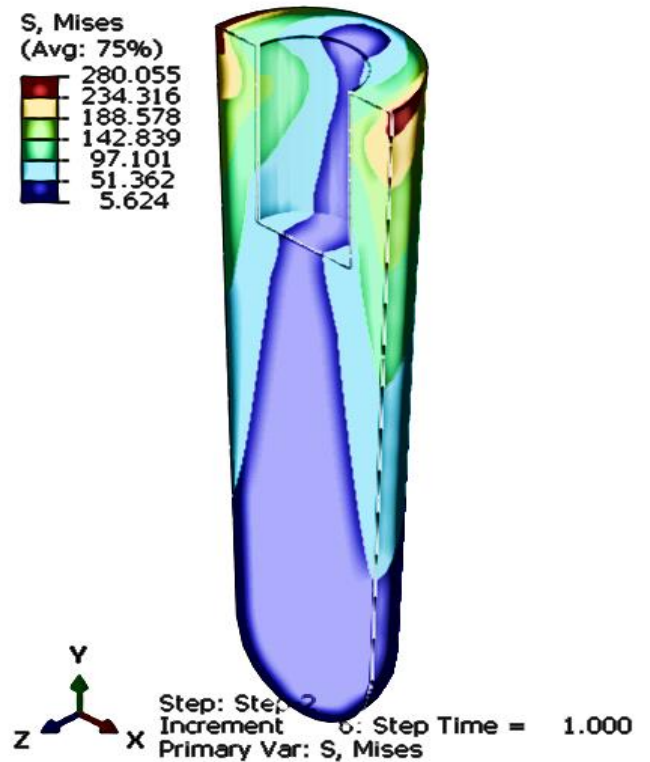
А



Б



В



Г

Рисунок 30 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и наклоне абатмента 30°

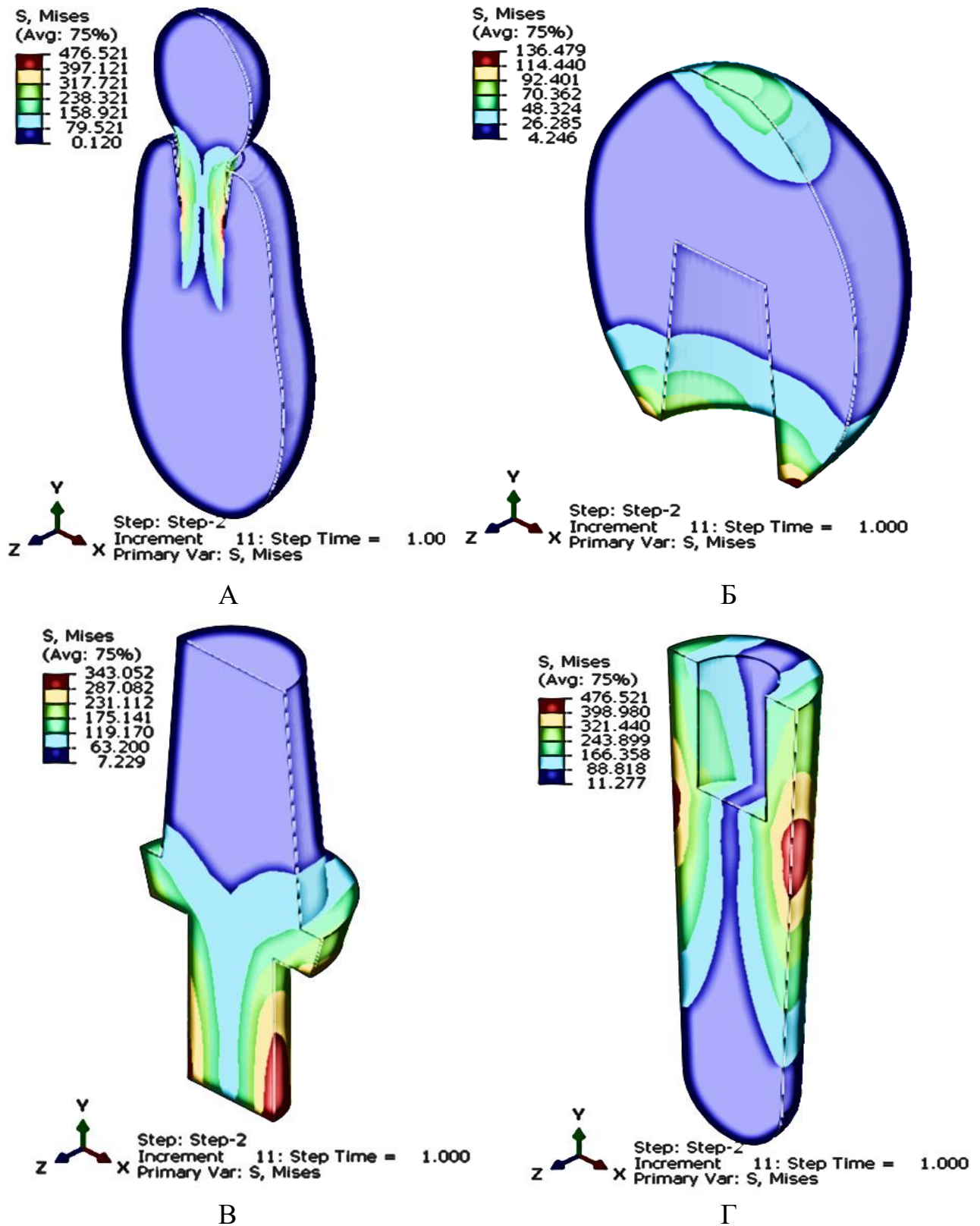


Рисунок 31 — Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и резорбции кости 30%

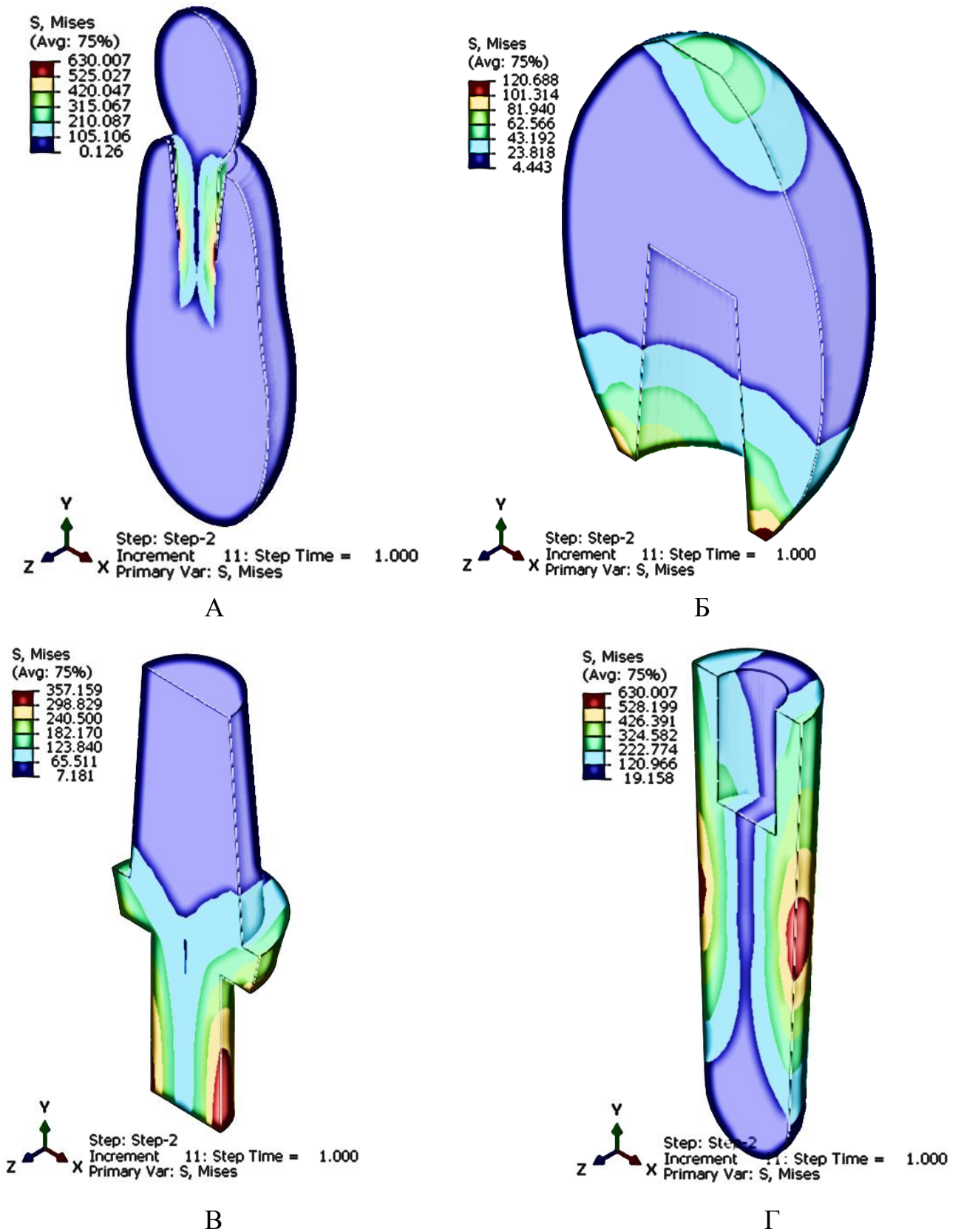


Рисунок 32 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и резорбции кости 50%

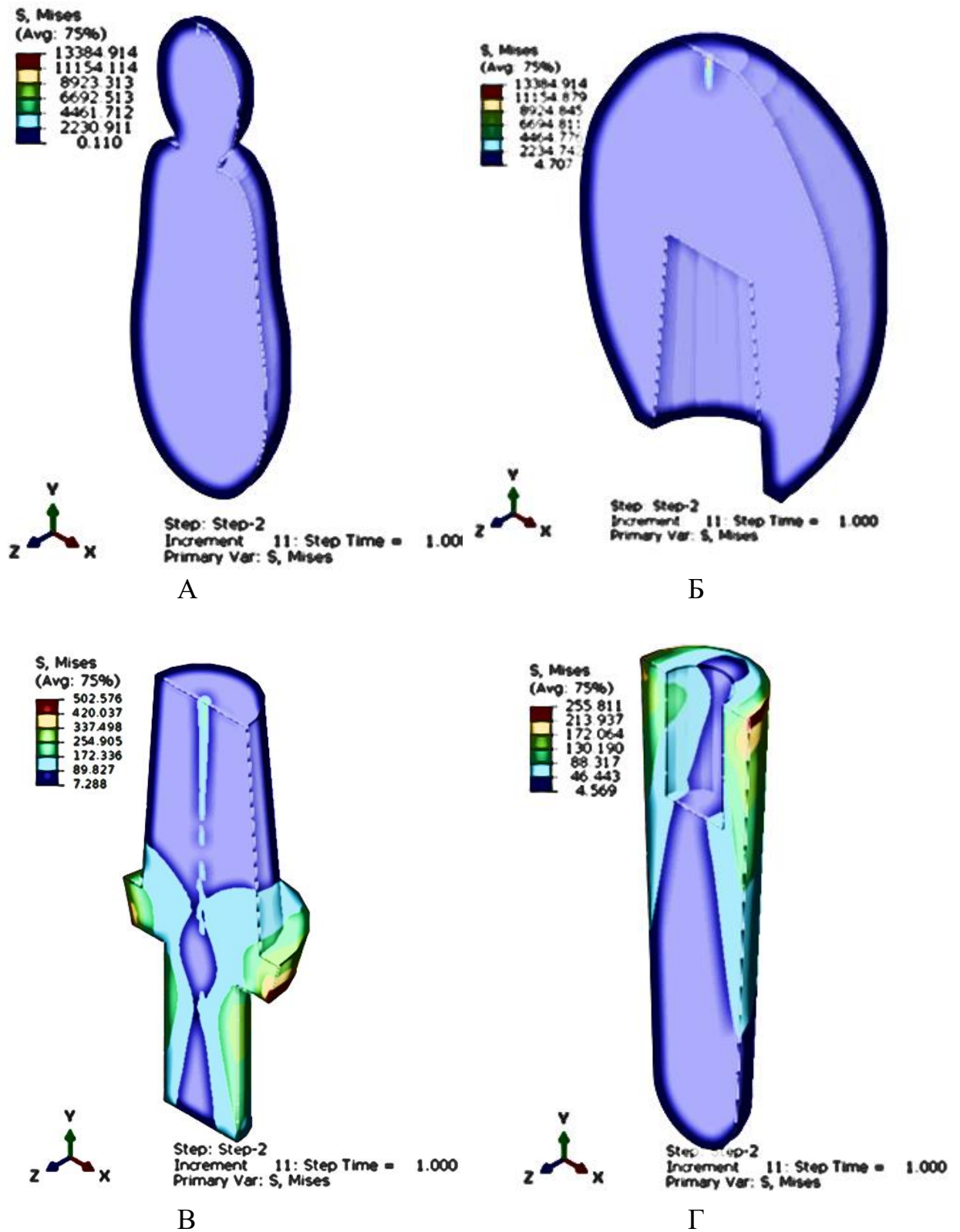


Рисунок 33 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и окклюзионном супраконтакте

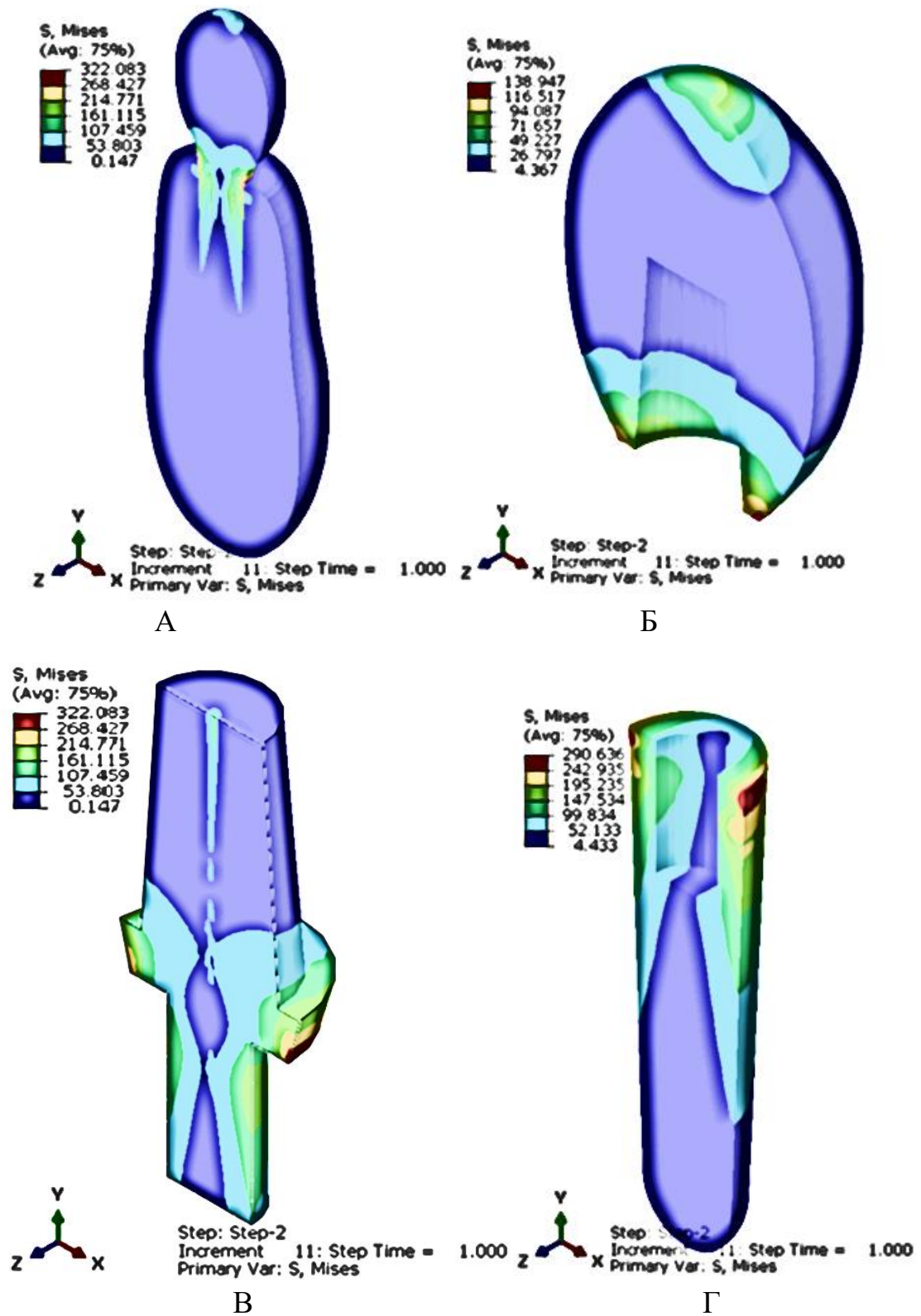


Рисунок 34 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), коронке (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке и контакте с костной тканью 50%

Как видно из сравнения максимальных напряжений в базовой сборной модели и при воздействии биомеханических факторов, вертикальная нагрузка (в отличие от наклонной) мало сказывается на увеличении напряжений (только при увеличении силы воздействия и при наличии окклюзионного супраконтакта) (Рисунок 35).

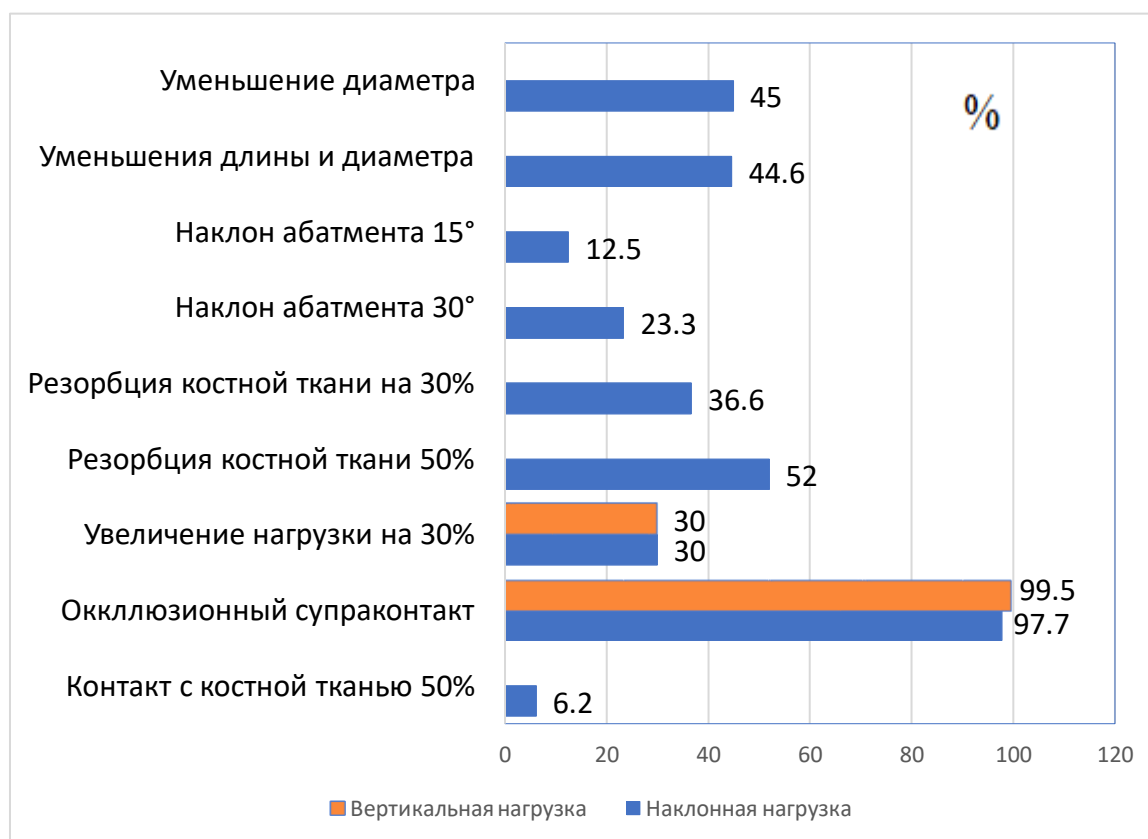


Рисунок 35 – Увеличение максимальных напряжений в протетической конструкции на имплантате в неблагоприятных биомеханических условиях (в сравнении с базовой моделью)

Относительно отдельных частей имплантатной конструкции степень изменения напряжений в неблагоприятных биомеханических условиях: при уменьшении диаметра (в абатменте и имплантате на 41,5% и 48,8% при вертикальной нагрузке, на 44,3% и 53,5% при наклонной), наклоне абатмента (при 15° в абатменте и имплантате на 25,5% и 21,4%, при 30° – на 59,3% и 65,3% при вертикальной нагрузке; на 23,6% и 8,6% при наклонной), при окклюзионном супраконтакте (в коронке и абатменте на 99,5% и 79,7% при вертикальной нагрузке,

на 98,9% и 39,8% при наклонной), при немедленной нагрузке (в абатменте и имплантате на 6,2% и 11,9% при наклонной нагрузке), при резорбции костной ткани (при 30% – в абатменте и имплантате на 17,4% и 21,4% при вертикальной нагрузке, на 46,3% при наклонной, при 50% – на 19,9% и 32,8% при вертикальной нагрузке, на 15,4% и 59,4% при наклонной).

Интересный факт заключается в снижении напряжений в конструкции на имплантате, по-видимому, из-за их перераспределения на окружающую костную ткань, а именно, при уменьшении длины имплантата, толщины кортикальной кости.

3.4. Изменение параметров напряжённо-деформированного состояния имплантатов при замещении протяженного дефекта зубного ряда

Замещение дефекта рядом денальных имплантатов

На примере дефекта зубного ряда протяженностью три зуба показаны изменения функциональных напряжений в имплантатах, если дефект замещается последовательностью внутрикостных имплантатов с коронками по принципу «имплантат за каждый отсутствующий зуб» (Таблица 4).

Таблица 4 – Максимальная величина напряжений в трех имплантатах при замещении дефекта зубного ряда в сравнении с напряжениями в одиночном имплантате (МПа)

Нагрузка	Конструкция в сборке		Керамическая коронка		Абатмент		Имплантат	
	1	3	1	3	1	3	1	3
Вертикал.	75,163	90,693	75,163	90,693	26,826	38,615	19,975	15,394
Наклон.	302,193	471,702	145,974	212,002	302,193	471,702	255,799	248,127

Увеличение дефекта и его замещение имплантатами по количеству отсутствующих зубов мало влияет на величину функциональных напряжений в самих имплантатах: в базовой модели напряжения при вертикальной нагрузке 19,975 МПа, а при наличии трех имплантатов 15,394 МПа; при наклонной нагрузке – соответственно 255,799 МПа и 248,127 МПа (Рисунки 36, 37).

В то же время в других отделах протетической конструкции на трех имплантатах напряжения увеличиваются в сравнении с базовой моделью, как при вертикальной, так и наклонной нагрузках

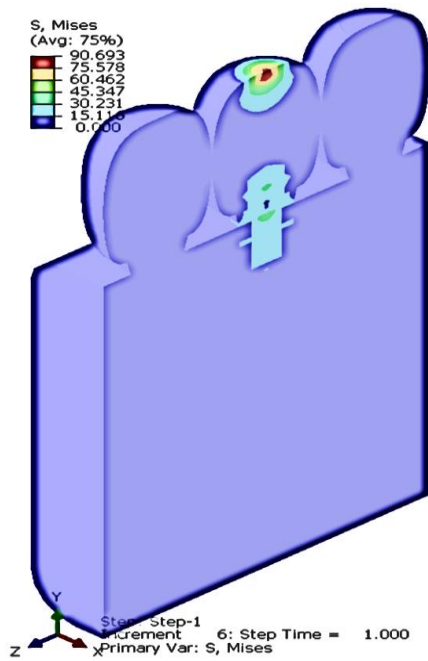
В керамических коронках, опирающихся на три имплантата, максимальные напряжения при вертикальной нагрузке 90,693 МПа, при одиночном имплантате 75,163 МПа (разница 17,1%). В абатменте при трех имплантатах напряжения при вертикальной нагрузке 38,615 МПа, а в одиночном имплантате 26,926 МПа (разница 69,5%). В сборной конструкции при наличии трех имплантатов напряжения 90,623 МПа при вертикальной нагрузке, что 17,1%% больше в сравнении с базовой моделью (75,163 МПа).

При наклонной нагрузке степень увеличения напряжений в коронках, абатментах и в сборных конструкциях при наличии трех имплантатов составляет в сравнении с базовой моделью 31,1%, 35,9%, 35,9%, поскольку в коронках напряжения 212,002 МПа против 145,974 МПа в базовой модели, в абатментах соответственно 471,702 МПа против 302,193 МПа, в сборных конструкциях 471,702 против 302,193 МПа.

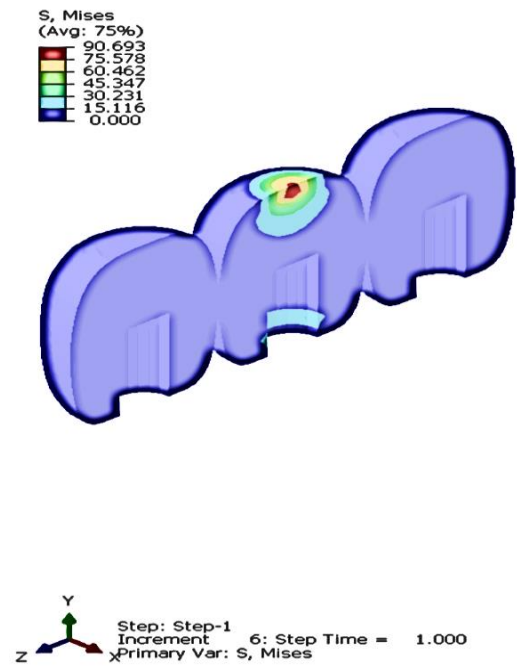
Картина распределения напряжений в протетических конструкциях трех имплантатов, замещающих дефект зубного ряда:

- вертикальная нагрузка (коронки – окклюзионная поверхность, абатменты – в шахте имплантата, в имплантатах – верхняя половина, в сборной конструкции – окклюзионная поверхность)

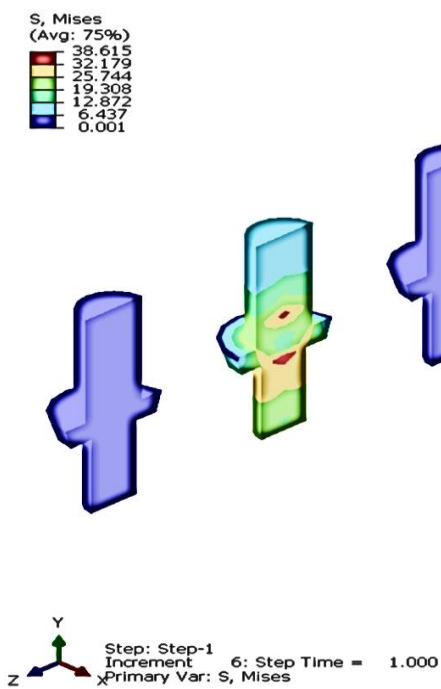
- наклонная нагрузка (коронки – край, абатменты – по уступу, (в имплантатах – по шейке, в сборной конструкции – по контакту абатментов и имплантатов)



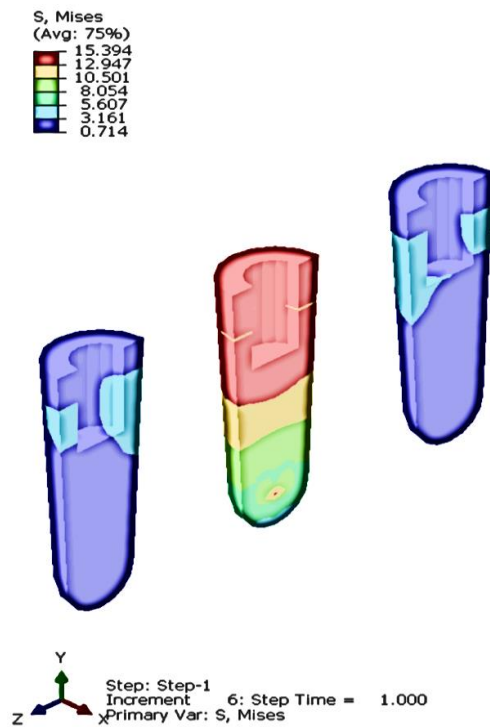
А



Б

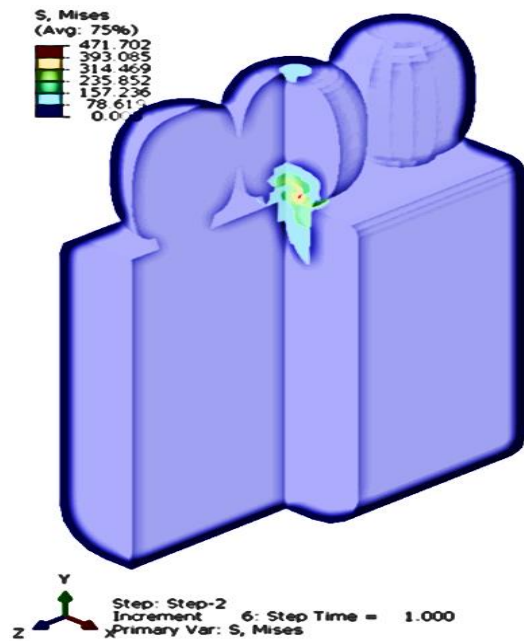


В

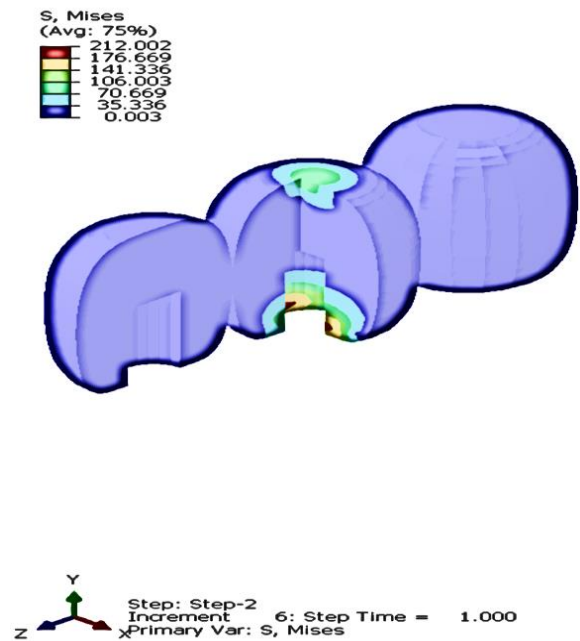


Г

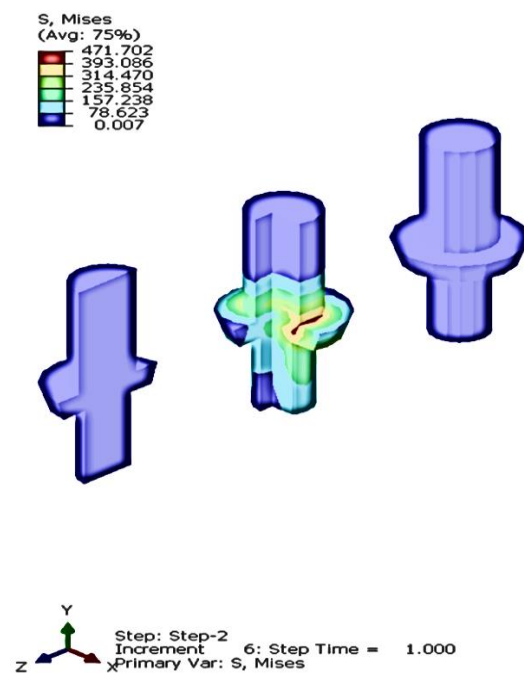
Рисунок 36 – Картина распределения напряжений в сборных конструкциях (А), коронках (Б), абатментах (В), имплантатах (Г) при вертикальной нагрузке трех имплантатов, замещающих дефект зубного ряда



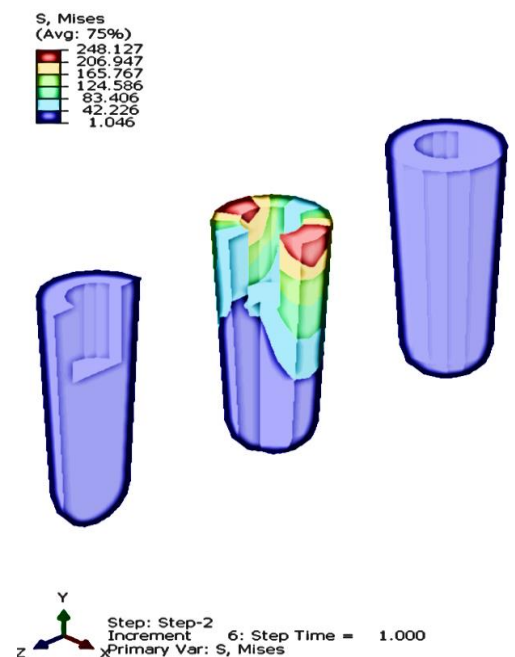
А



Б



В



Г

Рисунок 37 – Картина распределения напряжений в сборных конструкциях (А), коронках (Б), абатментах (В), имплантатах (Г) при наклонной нагрузке трех имплантатов, замещающих дефект зубного ряда

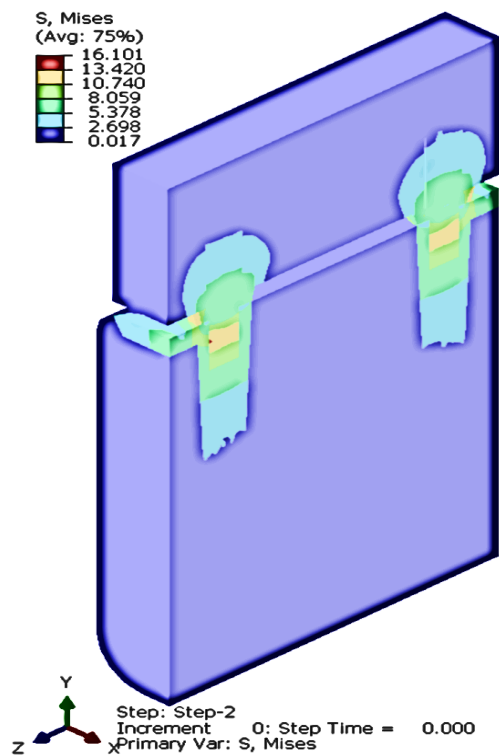
Замещение дефекта мостовидным протезом на дентальных имплантатах

Замещение дефекта зубного ряда мостовидным протезом с опорой на дентальные имплантаты существенно снижает напряжения в протетической конструкции и ее компонентов в сравнении с замещением рядом дентальных имплантатов (возможно, увеличивая напряжения в окружающей костной ткани) (Таблица 5, Рисунки 38, 39). Так, напряжения в мостовидном протезе, абатментах и имплантатах, а также в сборной конструкции составляют соответственно 7,547 МПа, 16,101 МПа, 9,999 МПа и 16,101 МПа, что на 91,7%, 58,3%, 46,0%, 82,2% меньше в сравнении с замещением дефекта по принципу «имплантат за каждый отсутствующий зуб» (при моделировании НДС по указанному принципу соответствующие напряжения 90,693 МПа, 38,615 МПа, 15,394 МПа, 90,693 МПа).

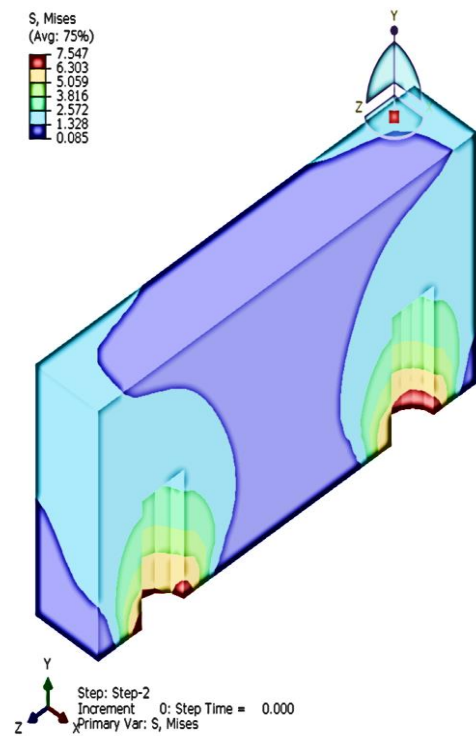
Значительное снижение напряжений в мостовидном протезе отмечается при наклонной нагрузке (на 69,2% в протезе, 66,1% в абатментах, 49,5% в имплантатах и 66,1% в сборной конструкции), поскольку напряжения в указанных областях анализа мостовидного протеза составляют 65,297 МПа, 160,019 МПа, 125,367 МПа, 160,019 МПа против 212,002 МПа, 471,702 МПа, 28,127 МПа, 471,702 МПа

Таблица 5 – Максимальная величина напряжений в опорных имплантатах при замещении дефекта зубного ряда мостовидным протезом (МПа)

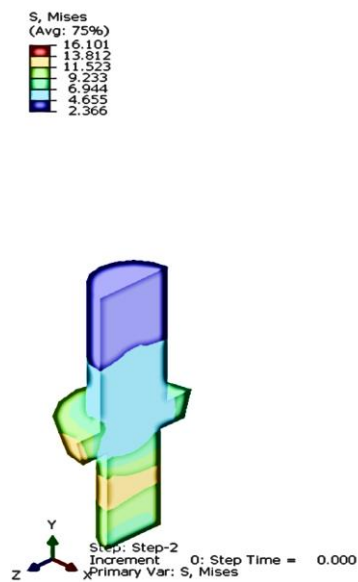
Условия нагрузки и область анализа	Вертикальная нагрузка	Наклонная нагрузка
<i>Замещение дефекта мостовидным протезом на двух имплантатах</i>		
конструкция в сборке	16,101	160,019
керамический протез	7,547	65,297
абатменты	16,101	160,019
имплантаты	9,999	125,367
<i>Замещение дефекта мостовидным протезом на имплантате и зубе</i>		
конструкция в сборке	172,016	1053,476
керамический протез	119,667	400,456
абатменты	265,337	1053,476
имплантаты	57,844	207,020



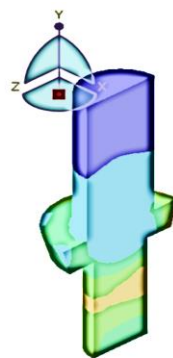
А



Б



В



Г

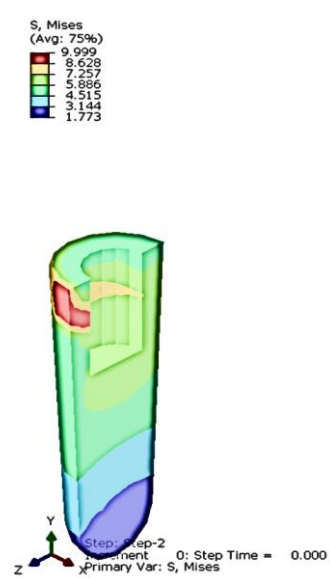
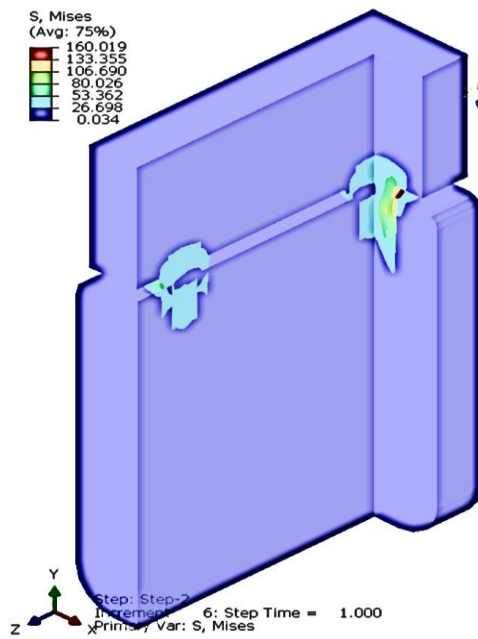
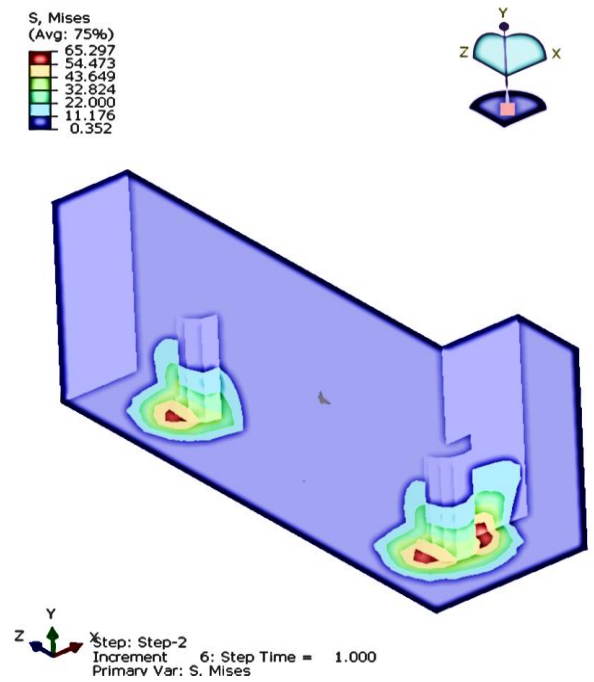


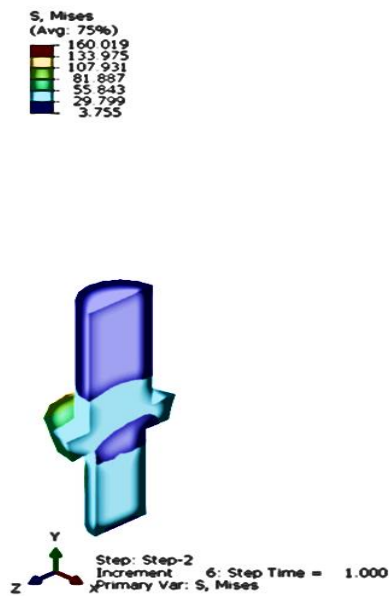
Рисунок 38 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), протезе (Б), абатментах (В), имплантатах (Г) при вертикальной нагрузке мостовидного протеза на имплантатах, замещающего дефект зубного ряда



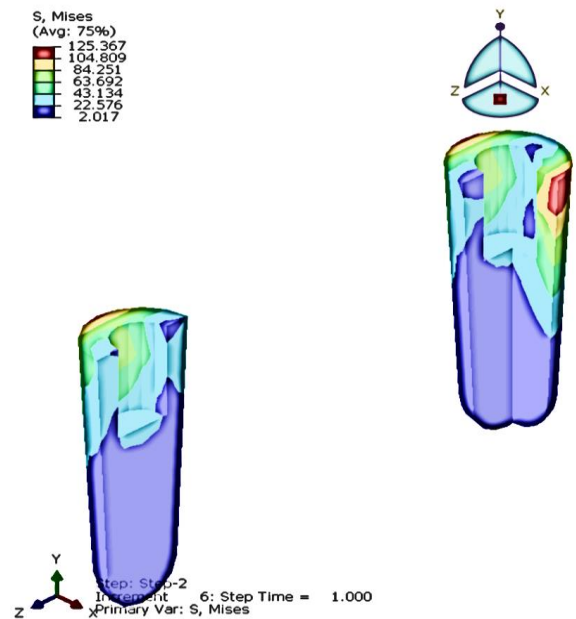
А



Б



В



Г

Рисунок 39 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), протезе (Б), абатментах (В), имплантатах (Г) при наклонной нагрузке мостовидного протеза на имплантатах, замещающего дефект зубного ряда

Претерпевает значительные изменения характер распределения напряжений в мостовидном протезе на имплантатах по сравнению с тремя имплантатами, замещающими одинаковый по протяжённости дефект зубного ряда. Вертикальная нагрузка мостовидного протеза приводит к максимуму напряжений в сборной конструкции по контакту имплантата и абатмента, а у трех имплантатов – по окклюзионной поверхности; в мостовидном протезе – по краю коронок, а при трех имплантах – по окклюзионной поверхности; в абатментах – по краю уступа абатмента, а при трех имплантатах – в шахте имплантат; в имплантатах – по шейкам, а при трех имплантатах – в верхних половинах имплантатов. При наклонной нагрузке места концентрации напряжений совпадают как при наличии мостовидного протеза на имплантатах, так и при наличии трех имплантатов в дефекте зубного ряда – максимальные напряжения в пришеечной части конструкций, то есть по краям коронок, уступам абатментов, шейкам имплантатов.

Особым образом распределяются и характеризуются другими величинами напряжения в мостовидном протезе с опорой на имплантат и зуб. Ввиду амортизации пародонта зуба основные напряжения от нагрузки регистрируются в зоне имплантата (Рисунки 40, 41).

Преимущества имплантатных опор мостовидного протеза заключается в более низких напряжениях в мостовидном протезе, абатментах, имплантатах, в конструкции в целом (соответственно на 93,7%, 93,9%, 82,7%, 90,3%), так как напряжения в мостовидном протезе на имплантатах при вертикальной нагрузке 7,547 МПа против 119,667 МПа в протезе на имплантате и зубе, абатменте – 16,101 МПа против 265,337 МПа, имплантате – 9,999 МПа против 57,844 МПа, сборной конструкции 16,101 МПа против 172,016 МПа.

То же (увеличение напряжений протетической конструкции) наблюдается при наклонной нагрузке сравниваемых конструкций. Если мостовидный протез, абатменты, имплантаты и конструкция в сборе испытывают при наклонной нагрузке протеза на имплантатах напряжения соответственно 65,297 МПа, 160,019 МПа, 125,367 МПа и 160,019 МПа, то мостовидный протез на имплантате и зубе на

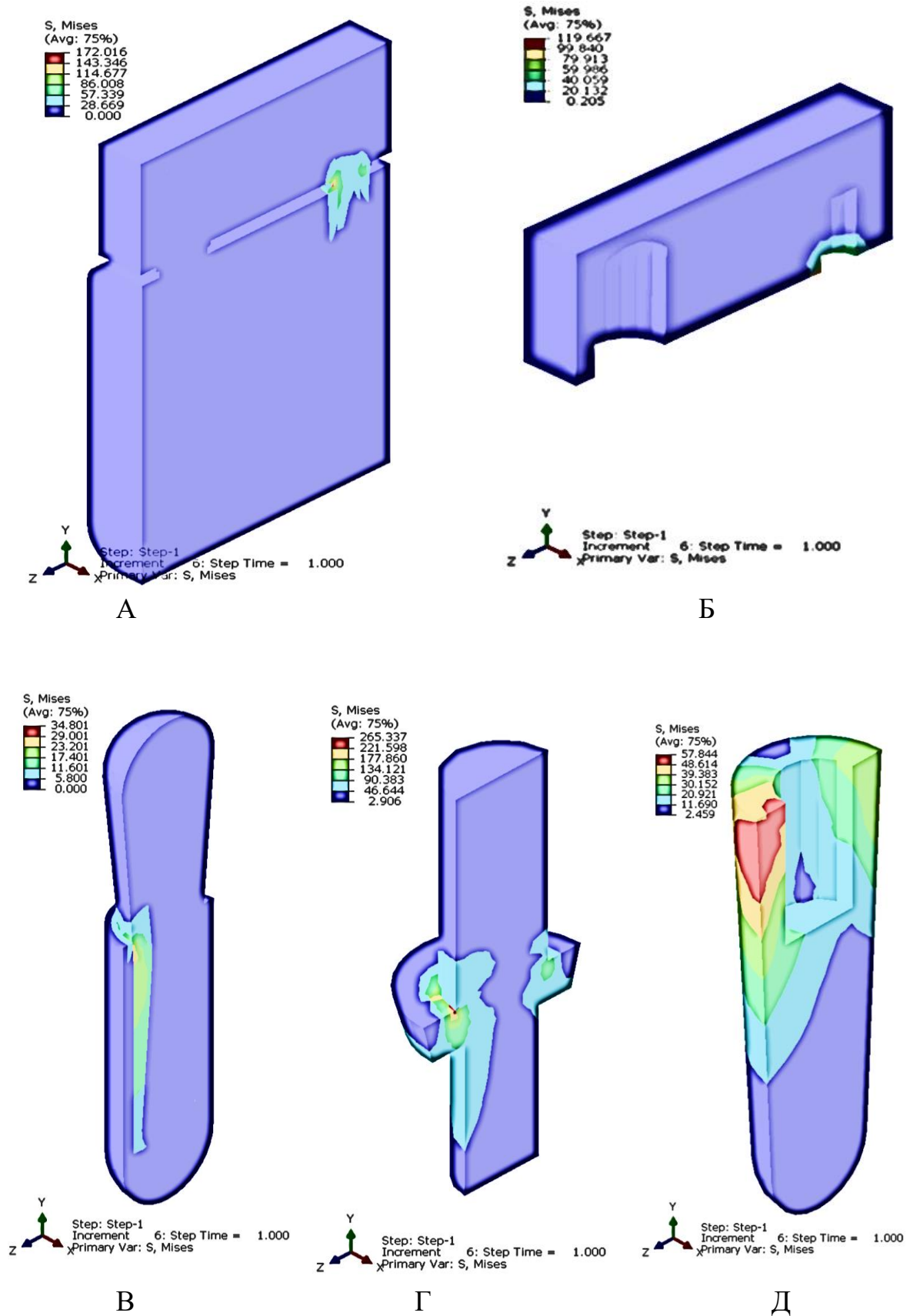


Рисунок 40 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), протезе (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при вертикальной нагрузке мостовидного протеза на имплантате и зубе, замещающего дефект зубного ряда

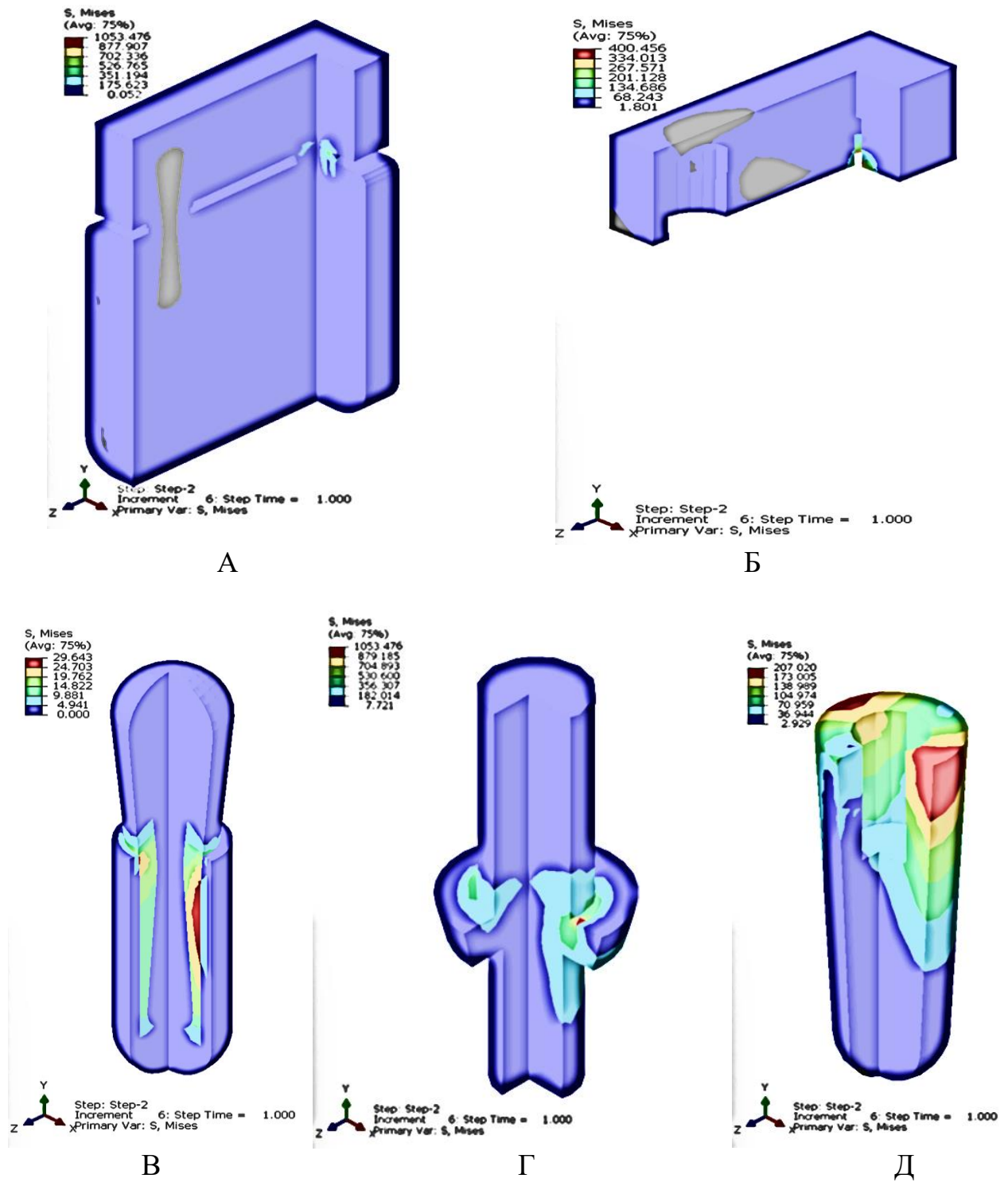


Рисунок 41 – Картина распределения напряжений в сборной конструкции (А), протезе (Б), абатменте (В), имплантате (Г) при наклонной нагрузке мостовидного протеза на имплантате и зубе, замещающего дефект зубного ряда

83,7%, 84,8%, 39,5%, 84,8% больше (400,456 МПа, 1053,476 МПа, 207,020 МПа и 1053,476 МПа)

Картина распределения напряжений в конструкции с опорой на имплантат и зуб смещена в своем максимуме на зону имплантата, напряжения при обоих видов нагрузки более выражены по краю коронки, уступу абатмента, шейке имплантата.

Проведенное сравнение показывает биомеханическую целесообразность установки мостовидного протеза на двух имплантатах вместо коронок на трех имплантатах. Показана нецелесообразность включения зуба в опору мостовидного протеза при наличии опорного имплантата. В этом случае напряжения приближаются к пределам прочности конструкционных материалов – титана и керамики.

3.5. Деформация контактных поверхностей компонентов титановых дентальных имплантатов по данным электронной микроскопии

Электронно-микроскопический анализ контактирующих поверхностей имплантатов, абатментов, винтов удаленных имплантатов показал во всех случаях явления деформаций титановых поверхностей. Они в разной степени проявлялись в виде смятостей, стертостей, расслоений, дефектов и лакун; расплющивания, заусениц, отколов, краев поверхностей.

Эти деформации были более выражены по краям платформы имплантатов, основания абатментов, по граням шестигранника узла соединения имплантатов и абатментов (Рисунки 42, 43, 44, 45).

Поскольку факты той или иной степени деформации поверхностей комплектующих имплантата обнаружены во всех изученных образцах, выявить зависимость развития деформации от срока нагрузки имплантатов до удаления, а также от биомеханических условий их функционирования затруднительно.

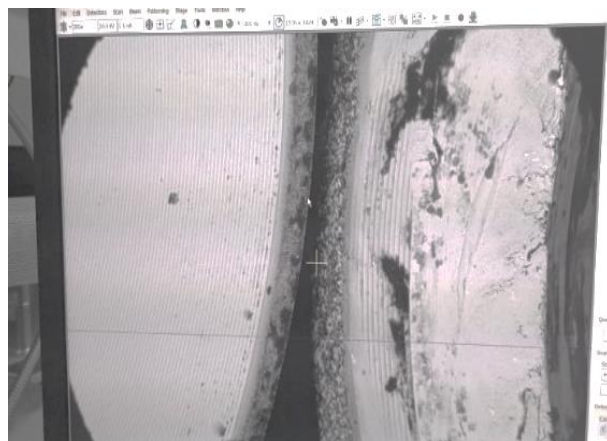
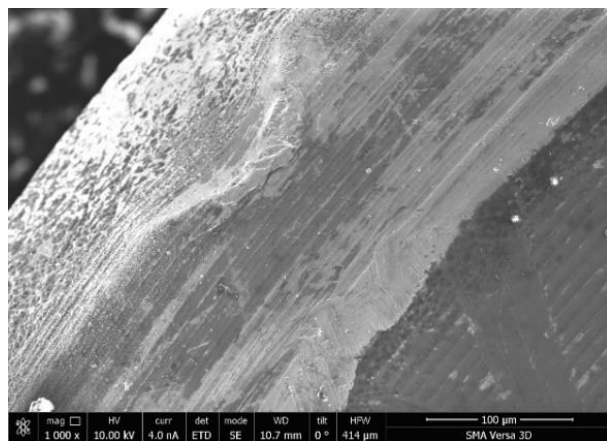
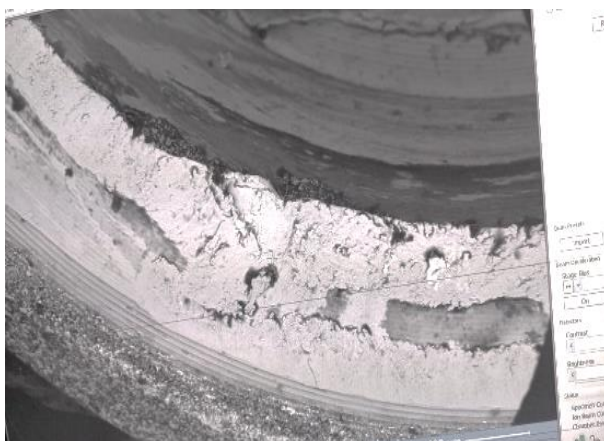
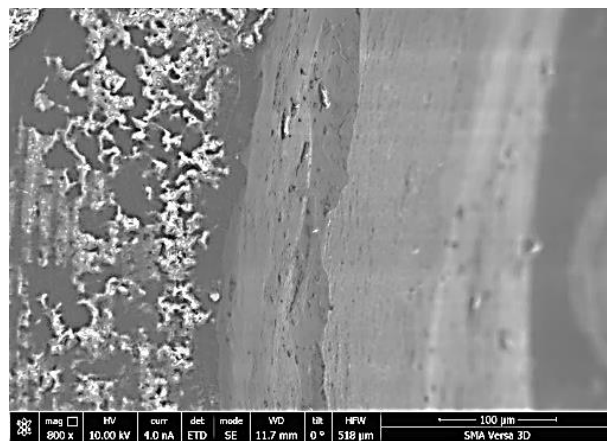
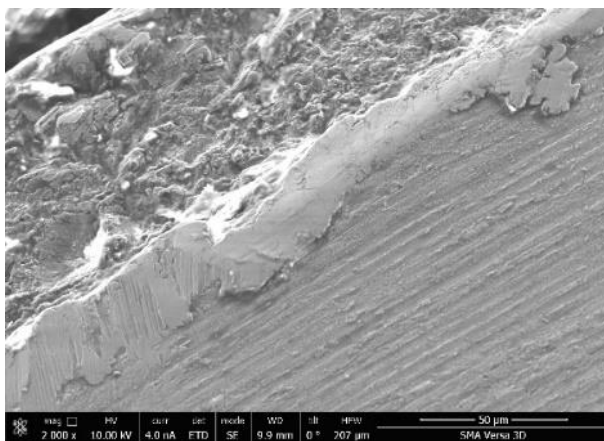


Рисунок 42 – Примеры деформации и дефектов платформы удаленных имплантатов (электронная микроскопия x до 2000 раз)

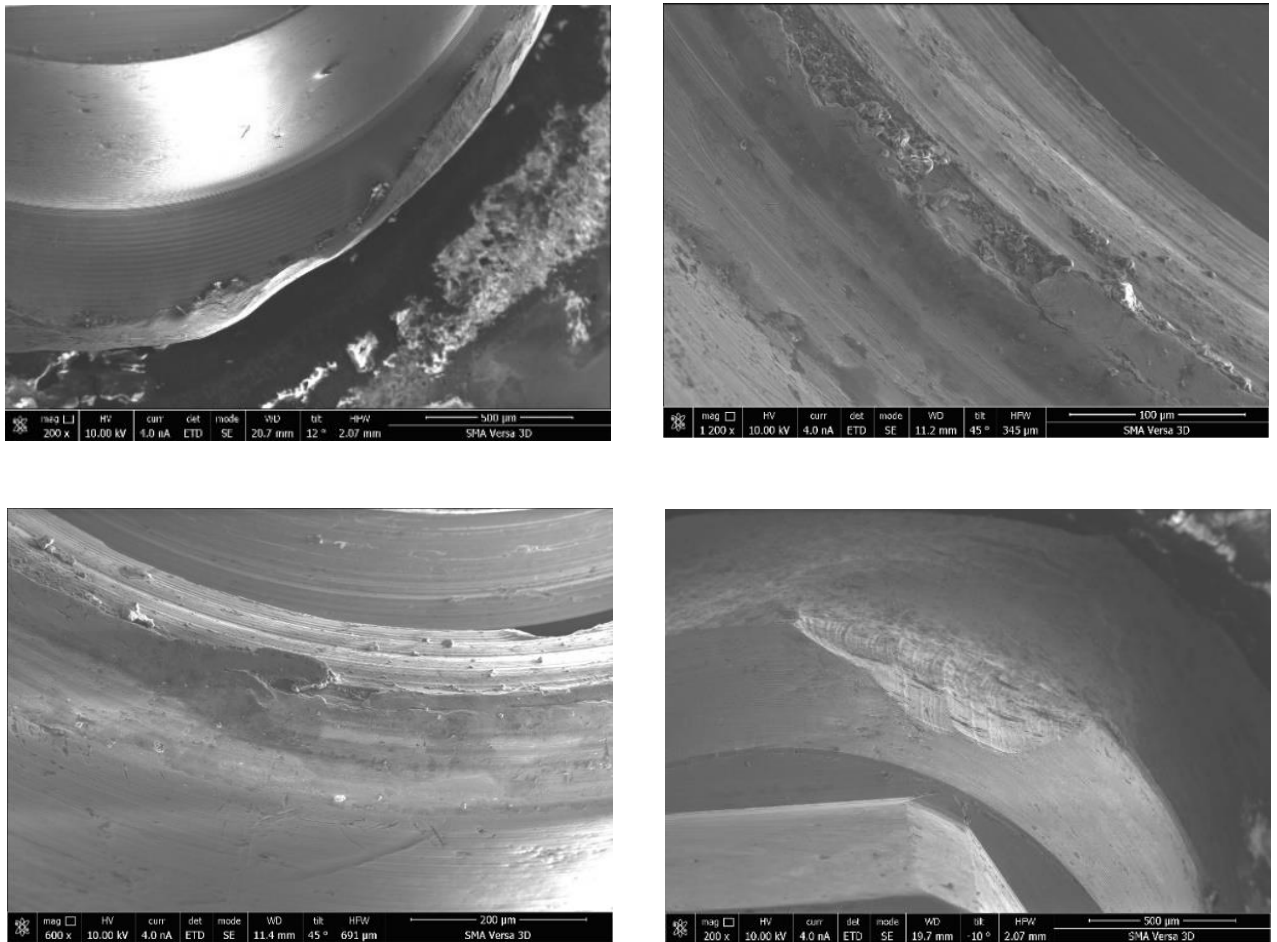


Рисунок 43 – Примеры деформации и дефектов абатментов удаленных имплантатов (электронная микроскопия x до 2000 раз)

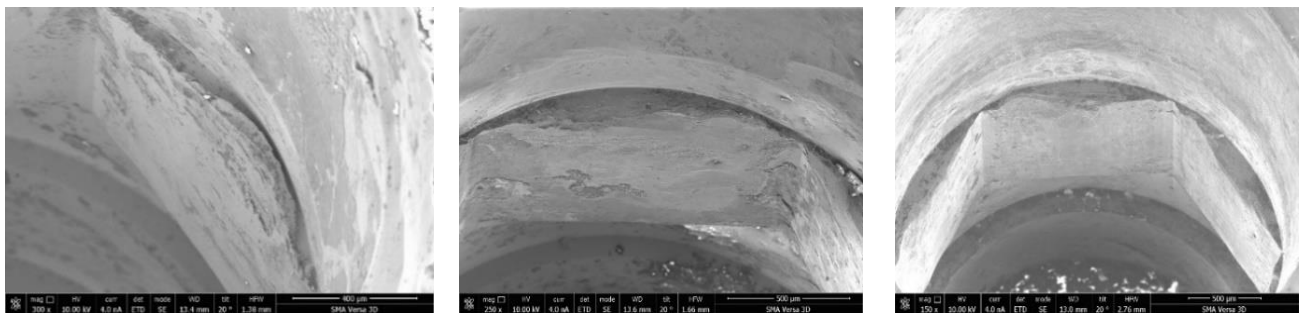


Рисунок 44 – Примеры деформации и дефектов шестигранников абатментов удаленных имплантатов (электронная микроскопия x до 2000 раз)

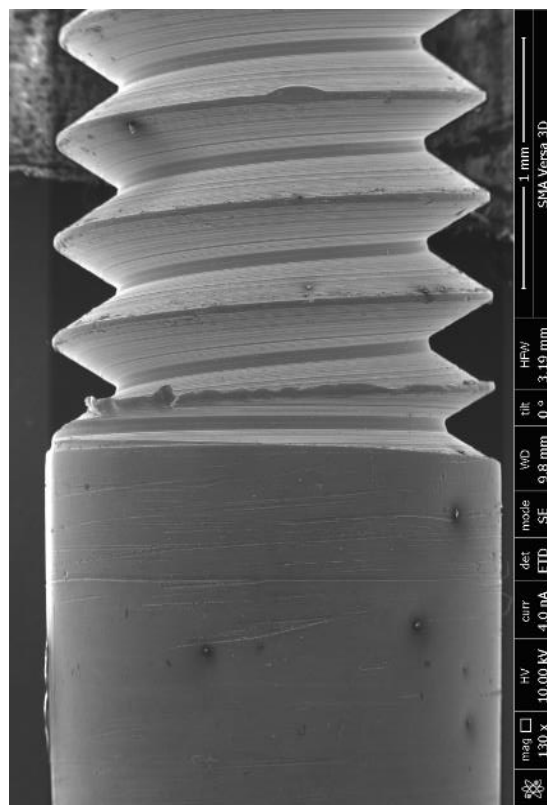
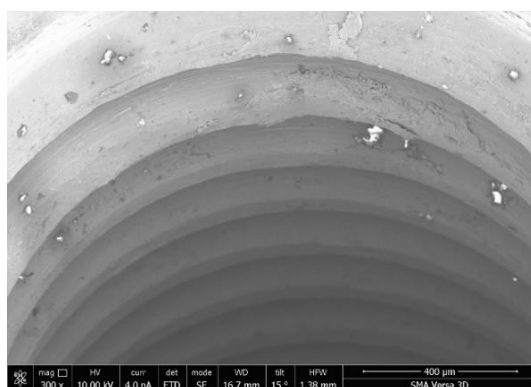
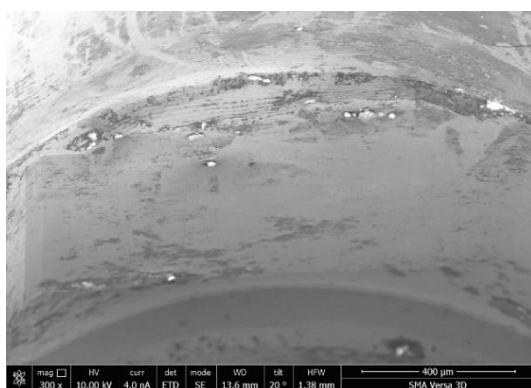


Рисунок 45 – Примеры деформации и дефектов винтового соединения удаленных имплантатов (электронная микроскопия x до 2000 раз)

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Современную стоматологию в части реабилитации пациентов с частичным или полным отсутствием зубов трудно представить без дентальных имплантатов в качестве опор несъемных протезов [5, 15, 20, 23, 26, 32, 33, 37, 38, 39, 42, 45, 46, 51, 61, 65, 66, 68, 143, 146, 144, 155, 160, 164, 167, 171, 185, 191, 195, 199, 201, 212, 225]. Многочисленные публикации подтверждают долгосрочный успех имплантации как в ранние, так и в отдаленные сроки.

При этом раскрыты частота появления осложнений, в основном в виде воспаления в окружающих тканях и резорбции прилежащей костной ткани; по частоте удаления имплантатов вследствие осложнений данные колеблются около 5% при сроке с момента протезирования, приближающимся к 10 годам [75, 76, 82, 92, 93, 99, 100, 101, 110, 114, 120, 123, 125, 127, 142, 151, 154, 156, 158, 162, 163, 177, 183, 189, 192, 200, 202, 204, 205, 207, 211, 219, 220, 224, 226, 229, 230].

Основными причинами, не подвергающимися сомнению, считаются агрессия микрофлоры полости рта на фоне плохой гигиены и перегрузка костной ткани вследствие недостаточного числа опорных имплантатов [25, 105, 136].

Состоянию самих имплантатов, сохранению прецизионности контакта имплантатов с абатментами и коронками, сохранению первоначальной формы и структуры имплантатов под нагрузкой почти не уделяется внимание. Имеются лишь публикации по частоте поломок протетических конструкций на имплантатах, исходной прецизионности имплантата с абатментом. Так, по данным Иванова А.С и Заславского Р.С нарушение целостности коронок и мостовидных протезов на имплантатах составляло в среднем 7,8% за десятилетний период, однако, в зависимости от биомеханических факторов этот показатель варьировал от 2,7% до 14,3% [78]. По данным Мартынова Д.А микрозор в разборных имплантатах неизбежен и колеблется в современных имплантатах от 5,0 до 11,7 мкм [56].

Относительно поломок или деформаций имплантатов, абатментов и винтов встречаются единичные упоминания [1, 2, 3, 36, 38, 54, 137, 147].

Указанный аспект прочности имплантатов становится все более актуальным с накоплением опыта использования имплантатов пациентами свыше 20 лет, чем вызвано представленное исследование.

На первом этапе исследования с целью выявления случаев поломок протезов на имплантатах и анализа их причин проведено анкетирование 51 врачей стоматологов в Чеченской республике по выявляемости поломок имплантатов и покрывающих несъемных протезов; стаж применения имплантатов у врачей был не менее 5 лет. Применение метода анкетирования, а не анализ собственного опыта обусловлено редкой встречаемостью на практике переломов и разрушения имплантатов и его компонентов.

Анализ анкет показал случаи поломок не чаще 4,4% от установленных имплантатов. Нарушение целостности самих имплантатов отмечается врачами редко (в структуре поломок 4,0%), также редко ломаются или деформируются абатменты и в основном керамические (11,1% в структуре), чаще поломки локализуются в винтах и композитной изоляции (60,2%) и коронках (19,0%); сочетание поломок наблюдалось в 6,2% в структуры осложнений. Врачами отмечен срок пять лет, как рубеж возрастания количества поломок, поскольку 96% из них выявляется в отдаленные сроки. Важно схожее мнение врачей об обстоятельствах поломок. Чаще всего это имеющиеся и не восстановленные дефекты зубного ряда (35,8%), исходно малая толщина альвеолярного гребня без остеопластики (31,0%), периимплантит с выраженной резорбцией кости (24,8%). Две трети поломок можно устранить без удаления имплантатов путем ремонта или изготовления новой покрывной конструкции.

Впервые полученные в первых двух разделах диссертации данные по эксплуатации имплантатов с позиции их прочности и деформации, а также причин деформаций получили подтверждение в ходе экспериментального математического анализа напряженно-деформированного состояния в материале имплантатов и покрывающих конструкций. Получены доказательства влияния в разной степени на напряжения в имплантатах неблагоприятных условий их нагрузки. Получило дальнейшее развитие основное вывода исследований

Заславского Р. С о негативном влиянии неблагоприятных биомеханических условий на напряженно-деформированное состояние окружающей имплантат костной ткани, вплоть до пределов ее прочности [32].

В настоящее время имеются возможности изучения возможных поломок и деформаций в лабораторных условиях или в условиях математического моделирования, например, прямые разрушающие нагрузки на реставрационные и протетические конструкции прилагались в ряде исследований [91, 89, 95, 96, 98, 104, 106, 108, 109, 111, 112, 113, 116, 117, 120, 129, 130]. Но значительно перспективнее на фоне развития цифровых технологий и искусственного интеллекта считаются методы трехмерного математического моделирования. [7, 15, 22, 47, 78, 80, 133, 135, 149, 157, 166, 170, 174, 182, 186, 190, 194, 198, 203, 213, 214, 223, 221, 227].

Контрольная математическая модель для анализа напряжений с помощью компьютерной программы SolidWorks содержала отрезок нижней челюсти в зоне премоляров с установленным имплантатом, покрытым керамической коронкой. Вертикальная или наклонная нагрузка величиной 100 Н прикладывалась к окклюзионной поверхности и фиксировались все напряжения как в целом в сборке конструкции, так и отдельно в имплантате, абатменте и коронке. Размеры титанового имплантата были оптимальными—длиной 11 мм и диаметром 3 мм; толщина кортикальной кости 1,1 мм. В программу закладывались общепринятые механические свойства: модуль упругости и коэффициент Пуассона.

Контрольная модель после базовых расчетов модифицировалась по биомеханическим факторам, предположительно неблагоприятным для напряжений в конструкции в части изменения размеров имплантата, объема костной ткани, наклона имплантата и другим факторам.

Кроме того, модель была расширена до дефекта зубного ряда при отсутствии трех зубов, которые замещались либо тремя имплантатами, либо мостовидным протезом (с опорой на два имплантата, либо с опорой на имплантат и зуб).

В норме впервые зарегистрированы напряжения и локализация в коронке на имплантате (по окклюзионной поверхности 75,163 МПа), в абатменте (в шахте

имплантата 26,826 МПа), в имплантате (по шейке 19,975 МПа). Многократно показанное негативное воздействие нагрузки, направленной не по оси зуба или имплантата, подтвердилось в данном исследовании. Под углом 45° наклонная нагрузка резко увеличивала напряжения в коронке, абатменте и имплантате (соответственно в 2, 11, 13 раз). Наряду с этим развивалась концентрация напряжений в области контакта имплантата, абатмента и края коронки, то есть в области шейки имплантата.

Степень увеличения напряжений в имплантате и коронке в неадекватных условиях нагрузки зависит от конкретного биомеханического фактора. В частности, увеличение максимальных напряжений в коронке, абатменте и имплантате таково: пропорционально увеличению нагрузки, при уменьшении диаметра (в абатменте и имплантате на 41,5% и 48,8% при вертикальной нагрузке, на 44,3% и 53,5% при наклонной), наклоне абатмента (при 15° в абатменте и имплантате на 25,5% и 21,4%, при 30° – на 59,3% и 65,3% при вертикальной нагрузке; на 23,6% и 8,6% при наклонной), при окклюзионном супраконтакте (в коронке и абатменте на 99,5% и 79,7% при вертикальной нагрузке, на 98,9% и 39,8% при наклонной), при немедленной нагрузке (в абатменте и имплантате на 6,2% и 11,9% при наклонной нагрузке), при резорбции костной ткани (при 30% – в абатменте и имплантате на 17,4% и 21,4% при вертикальной нагрузке, на 46,3% при наклонной, при 50% – на 19,9% и 32,8% при вертикальной нагрузке, на 15,4% и 59,4% при наклонной).

Важно, что в сравнении с тремя имплантатами, имплантаты в мостовидном протезе испытывают меньшую нагрузку: в коронках, абатментах, имплантатах на 91,7%, 58,3%, 35,0% при вертикальной нагрузке, на 69,2%, 66,1%, 49,5% при наклонной.

В то же время плохой результат получен, если второй опорой мостовидного протеза, включая имплантат, является зуб. В этом случае зона конструкции на имплантате перегружается из-за амортизации зуба, что согласуется с перегрузкой костной ткани в этой ситуации (по данным Заславского Р.С.) [32].

Полученные результаты математического моделирования раскрывают опасность перегрузки имплантатов и протезов, если предположить сочетание неблагоприятных биомеханических факторов эксплуатации протезов и обязывают врачей-стоматологов учитывать конструкционные напряжения при планировании числа, размеров, положения имплантатов и других биомеханических условий перед началом имплантологического лечения.

Явное влияние нагрузки имплантата, особенно в неблагоприятных биомеханических условиях, проявило себя при электронной микроскопии удаленных имплантатов. Во всех случаях обнаружены те или иные деформации или дефекты на контактирующих поверхностях имплантатов, абатментов и винтов. Преимущественная локализация – в области шейки имплантатов.

В итоге исследования предложены практические рекомендации, главные из которых предостерегают врачей-стоматологов от протезирования с использованием имплантатов в неблагоприятных биомеханических условиях по их размеру, топографии. Обращается внимание на благоприятную возможность использования мостовидных протезов на имплантатах вместо имплантатов за каждый отсутствующий зуб. Несомненно, важна профилактика перегрузки имплантатов уже в период эксплуатации протезов путем систематического контроля и коррекции окклюзионных взаимоотношений протезов на имплантатах с антагонистами, целостности композитной герметизации винтов имплантатов (наряду и одновременно с профессиональной гигиеной полости рта для профилактики резорбции периимплантатной костной ткани).

ВЫВОДЫ

1. В 4,4% случаев установки имплантатов (в основном через 5 лет нагрузки) происходят поломки компонентов протетических конструкций: имплантатов (4,0%), абатментов (11,1%), винтов (59,7%), коронок (19,0%), а также их сочетаний (6,2%) с возможностью замены без удаления 69,0% имплантатов. Треть поломок сопровождалась неблагоприятными биомеханическими условиями в виде незамещенных дефектов зубного ряда и недостаточного объема периимплантатной костной ткани.

2. Функциональные напряжения в коронке на имплантате составляют 75,163 МПа при вертикальной и на 47,8% больше при наклонной нагрузке, в абатменте соответственно 26,826 МПа и 91,1%, в имплантате 19,975 МПа и 92,2%. Локализация максимальных напряжений в указанных компонентах – окклюзионная поверхность, шахта имплантата, шейка имплантата – смещается при наклонной нагрузке в узел соединения коронки, абатмента и имплантата.

3. Увеличение напряжений в имплантате с покрывающей коронкой происходит: при уменьшении диаметра (в абатменте и имплантате на 41,5% и 48,8% при вертикальной нагрузке, на 44,3% и 53,5% при наклонной), наклоне абатмента (при 15° в абатменте и имплантате на 25,5% и 21,4%, при 30° – на 59,3% и 65,3% при вертикальной нагрузке; на 23,6% и 8,6% при наклонной), при окклюзионном супраконтакте (в коронке и абатменте на 99,5% и 79,7% при вертикальной нагрузке, на 98,9% и 39,8% при наклонной), при немедленной нагрузке (в абатменте и имплантате на 6,2% и 11,9% при наклонной нагрузке), при резорбции костной ткани (при 30% – в абатменте и имплантате на 17,4% и 21,4% при вертикальной нагрузке, на 46,3% при наклонной, при 50% – на 19,9% и 32,8% при вертикальной нагрузке, на 15,4% и 59,4% при наклонной).

4. Замещение имплантатами более протяженного дефекта в сравнении с одиночным имплантатом характеризуется увеличением функциональных

напряжений в коронках (на 17,1% и 31,1% при вертикальной и наклонной нагрузках) и абатментах (соответственно на 69,5% и 35,9%)

5. Биомеханика мостовидного протеза на двух имплантатах отличается от ситуации замещения имплантатами каждого отсутствующего зуба в дефекте идентичной протяженности снижением напряжений в коронках, абатментах и имплантатах: соответственно при вертикальной и наклонной нагрузках на 91,7% и 69,2%; 58,3% и 66,1%; 35,0% и 49,5%.

6. Электронно-микроскопический анализ выявляет во всех случаях деформации и дефекты удаленных имплантатов по контактным поверхностям абатментов, винтов и имплантатов.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. В целях профилактики деформации и поломок дентальных имплантатов и покрывающих конструкций при протезировании на имплантатах рекомендуется замещение всех дефектов зубных рядов пациента.

2. На основании отдаленных клинических результатов рекомендуется избегать применения узких имплантатов и с наклоном к альвеолярному гребню путем использования остеопластики.

3. Не рекомендуется немедленная нагрузка имплантатов в клинических условиях, осложненных неблагоприятными биомеханическими факторами.

4. При замещении дефектов зубного ряда, наряду с использованием опорных

имплантатов за каждый отсутствующий зуб, возможно использование мостовидных протезов на имплантатах

5. Нецелесообразно применение мостовидных протезов с опорой на имплантат и зуб.

6. Для профилактики осложнений протезирования на дентальных имплантатах рекомендуется контроль (2 раза в год) окклюзионных взаимоотношений протезов с антагонистами, целостности композитной герметизации винтов имплантатов, а также профессиональная гигиена полости рта для профилактики резорбции периимплантатной костной ткани.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

НДС – напряженно-деформированное состояние

ОПТГ – ортопантограмма

ПИ – периимплантит

ПП – предел прочности

МПа – Мега Паскаль

мкм – микрон

ЭМС – электронная микроскопия

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Анализ негативных исходов ортопедического лечения с опорой на дентальные имплантаты / С. С. Комлев, С. А. Пугачев, А. М. Нестеров [и др.] // Российская стоматология. – 2022. – Т. 15, № 2. – С. 31-33. – DOI 10.17116/rosstomat20221502131.
2. Анализ негативных исходов ортопедического лечения с опорой на дентальные имплантаты / С. Л. Лец, В. А. Монаков, Н. Ю. Курчугина, Е. М. Шестун // Медицинский алфавит. – 2022. – № 22. – С. 18-20. – DOI 10.33667/2078-5631-2022-22-18-20.
3. Анализ причин неудовлетворенности пациентов при протезировании на дентальных имплантатах / Н. С. Гильманова, А. И. Рудова, Т. З. Чкадуа [и др.] // Стоматология для всех. – 2024. – № 1(106). – С. 20-23. – DOI 10.35556/idr-2024-1(106)20-23.
4. 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.
5. Анализ результатов дентальной имплантации по данным анкетирования врачей-стоматологов на примере отдельных субъектов Российской Федерации / Е. Ю. Дьячкова, С. В. Тарасенко, В. В. Фадеев [и др.] // Клиническая стоматология. – 2022. – Т. 25, № 3. – С. 32-37. – doi 10.37988/1811-153x_2022_3_32.
6. 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.
7. 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.

8. 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.

9. Берсанова, М.Р. Анализ максимальных напряжений в коронках и опорных внутрикостных имплантатах / М.Р. Берсанова, А.Г. Зверьев, П.В. Кащенко // Актуальные вопросы стоматологии. Сборник научных трудов, посвященный основателю кафедры ортопедической стоматологии КГМУ, профессору Исаак Михайловичу Оксману. – Казань. – 2025. – С. 87-90.

10. Берсанова, М.Р. Механические деформационные последствия многолетней эксплуатации дентальных имплантатов / М.Р. Берсанова, Б.М. Радзишевский, А.Я. Лернер // сборник VI Международной научно-практической конференции «Ученики-учителям». – Москва. – 2025. – С. 11-12.

11. Берсанова, М.Р. Роль углового абатмента в деформационных изменениях узла соединения «имплантат-абатмент» / М.Р. Берсанова, П.В. Кащенко, В.В. Микрюков, Р.У. Берсанов // Научный авангард : Сборник статей VII Научно-практической конференции и межвузовской студенческой олимпиады, Москва, 27 мая 2025 года. – Москва: Государственный научный центр Российской Федерации - Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна, 2025. – С. 79-83.

12. 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.

13. Биомеханическое виртуальное планирование напряженно-деформированного состояния функционального жевательного центра / Л. Н. Щербаков, Ю. П. Мансур, Д. В. Верстаков [и др.] // Медицинский алфавит. – 2022. – № 34. – С. 44-53. – DOI 10.33667/2078-5631-2022-34-44-52.

14. 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., Пенза, 17 июня 2020 года. Том Часть 1. – Пенза: "Наука и Просвещение" (ИП Гуляев Г.Ю.), 2020. – С. 150-152

15. Бронштейн, Д.А. Несъемное протезирование при полном отсутствии зубов с использованием внутрикостных имплантатов в фронтальном отделе челюстей (клинические, биомеханические и экономические аспекты) : автореф. дис. ... д-ра мед. наук. : 14.01.14 – Стоматология / Бронштейн Дмитрий Александрович; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет).– Москва, 2018. – 46с.

16. Величина и распределение напряжений в титановом дентальном имплантате и покрывающей конструкции при функциональных нагрузках / М. Р. Берсанова, Е. Е. Олесов, Р. С. Заславский [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2023. – № 4(62). – С. 3-10.

17. Влияние биомеханических факторов нагрузки на напряженно-деформированное состояние зуба и подлежащей костной ткани / Э. А. Олесова, А. А. Ильин, А. В. Эм [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2024. – Т. 28, № 5. – С. 462-468. – DOI 10.17816/dent634253.

18. Влияние размеров и положения имплантата в нижней челюсти на его напряженно-деформированное состояние при нагрузке / М.Р. Берсанова, Э.Ф. Алекберов, В.В. Микрюков, А.Г. Зверьев // Ильинские чтения 2025: Сборник материалов международной научно-практической конференции молодых учёных и специалистов, Москва: ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2025. – С. 358-360.

19. Влияние технических факторов имплантационной системы на развитие мукозита / Н. Р. Раджабов, Г. К. Гезуев, Г. М. Омаров [и др.] // Медицинский алфавит. – 2025. – № 1. – С. 105-107. – DOI 10.33667/2078-5631-2025-1-105-107.

20. 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.

21. Выявляемость биомеханических факторов риска у пациентов с несъёмными протезами на дентальных имплантатах / Р. С. Заславский, В. Н. Олесова, П. В. Кащенко [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27, № 3. – С. 165-169. – DOI 10.17816/dent321970.

22. Гветадзе, Р. Ш. Изучение влияния окклюзионной поверхности естественного зуба, искусственных коронок с опорой на дентальный имплантат на распределение напряжения методом конечных элементов с учетом коэффициента трения / Р. Ш. Гветадзе, А. А. Стрекалов, А. А. Смердов // Стоматология. – 2021. – Т. 100, № 3. – С. 13-18. – DOI 10.17116/stomat202110003113.

23. Гветадзе, Р.Ш. Анализ осложнений при использовании несъемных 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.

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

25. Григорович, Э. Ш. Анкетирование пациентов медицинских стоматологических организаций различных регионов РФ по вопросам индивидуальной и профессиональной гигиены рта / Э. Ш. Григорович, Н. С. Евтюхина, Л. Е. Смирнова // Стоматология. – 2023. – Т. 102, № 6-2. – С. 15-20.

26. 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.

27. Дибиров, Т.М. Комплексная реабилитация больных с дефектами средней зоны лица с использованием цифровых медицинских технологий : автореф. дис. ... док. мед. наук: 3.1.2. Челюстно-лицевая хирургия; 3.1.7. Стоматология / Дибиров Тимур Магомедбегович; «Российский университет медицины» Минздрава России. – Москва, 2025. – 48 с.

28. Дибиров, Т.М. Профилактика периимплантационных инфекций/ Т.М. Дибиров, А.Ю. Дробышев, М.Д. Дибиров, // Инфекции в хирургии. - 2024. - Т. 23, № 1. -С. 24-28. (К-2).

29. Ермилов, Д. А. Влияние диаметра стекловолоконного штифта на прочность культевой композитной надстройки при восстановлении зуба после эндодонтического лечения / Д. А. Ермилов, Н. А. Соколов // Институт стоматологии. – 2024. – № 1(102). – С. 112-114.

30. 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.

31. Закономерности распределения напряжений вокруг опорных зубов мостовидного протеза / Э. А. Олесова, Р. С. Заславский, С. И. Абакаров [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2023. – № 2(60). – С. 3-9.

32. Заславский, Р.С. Биомеханические факторы риска несъёмного протезирования на дентальных имплантатах : дис. ... д-ра мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Заславский Роман Семенович; Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). – Москва.– 2025. – 258с.

33. 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.

34. Измерение времени пережёвывания пищи у обследуемых лиц молодого возраста / М. Л. Мишнев, Ю. В. Паршин, В. Н. Трезубов, И. С. Шакутин // Институт стоматологии. – 2022. – № 4(97). – С. 34-35.

35. Изучение величины давления на керамические виниры во время их цементирования / М. А. Мурадов, А. Н. Ряховский, В. А. Чкалин, А. А. Карапетян // Стоматология. – 2024. – Т. 103, № 3. – С. 26-30.

36. Имплантационное протезирование протяженными металлокерамическими конструкциями с каркасом из золотоплатинового сплава у пожилых пациентов: результаты 15-летнего перспективного однокрупного когортного исследования / Р. А. Розов, В. Н. Трезубов, А. Б. Герасимов, Г. С. Азарин // Стоматология. – 2023. – Т. 102, № 6. – С. 22-27. – DOI 10.17116/stomat202310206122.

37. Иорданишвили, А. К. Дентальная имплантология: причины исковых заявлений и пути их предупреждения / А. К. Иорданишвили, В. В. Самсонов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 3-4(53-54). – С. 112-116.

38. Исмоилов, А. А. Клинико-рентгенологическая оценка и совершенствование имплантационного протезирования окклюзионных дефектов в зависимости от протяженности несъемной супраконструкции : автореф дис. ... канд. мед. наук.: 3.1.7. Стоматология / Исмоилов Абдужамил Абдурахимович; ГОУ «Институт постдипломного образования в сфере здравоохранения Республики Таджикистан». – Душанбе, 2024. – 26 с.

39. Исмоилов, А. А. Результаты качественной оценки позиционирования дентальных имплантатов и функционирования имплантационных протезов в зависимости от протяженности несъемной супраконструкции / А. А. Исмоилов, Г. Г. Ашуров, М. Ш. Султанов // Вестник последипломного образования в сфере здравоохранения. – 2023. – № 3. – С. 36-43.

40. Исследование осевого смещения супраструктур при коническом интерфейсе "имплантат - абатмент" / А. В. Гуськов, Д. Н. Мишин, С. И. Калиновский, В. В. Илясов // Российский стоматологический журнал. – 2022. – Т. 26, № 4. – С. 299-308. – DOI 10.17816/1728-2802-2022-26-4-299-308.

41. 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. – DOI 10.17816/dent260872.

42. История эволюции дентальных имплантатов (обзор литературы) / М. А. Постников, А. А. Кийко, А. М. Нестеров [и др.] // Клиническая стоматология. – 2022. – Т. 25, № 1. – С. 48-52. – DOI 10.37988/1811-153X_2022_1_48.

43. Киракосян, Л.Г. Сравнительный клинико-микробиологический и механико-математический анализ эффективности напечатанных полимерных протезов-прототипов : автореф. дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7 – Стоматология / Киракосян Левон Гамлетович; ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава России. – Москва, 2023. – 24с.

44. 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.

45. 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.

46. 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.

47. Комлев, С. С. Расчётное исследование НДС малого седловидного протеза с замковым креплением типа ригель / С. С. Комлев, И. В. Портянников // Институт стоматологии. – 2024. – № 4(105). – С. 100-101.

48. Комплексная оценка поверхности дентальных имплантатов методом растровой электронной микроскопии и энергодисперсионного рентгеновского

элементного анализа (EDX) / Е. М. Черновол, А. Л. Рубежов, В. В. Брюханова [и др.] // Институт стоматологии. – 2024. – № 3(104). – С. 86-88.

49. Компьютерная рентгенмикротомография узла соединения дентальных имплантатов со стандартными и индивидуальными абатментами / В. Н. Олесова, Ф. Ф. Лосев, Д. В. Мартынов [и др.] // Стоматология. – 2022. – Т. 101, № 3. – С. 12-17. – DOI 10.17116/stomat202210103112.

50. 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.

51. 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.

52. Лабис, В.В. Клеточные и молекулярные механизмы репаративного остеогенеза при дентальной имплантации : автореф. дис. ... д-ра мед. наук : 3.1.7, 3.2.7 / Лабис Варвара Владимировна ; ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России. – Москва, 2024. 48 – с.

53. Локтионова, М.В. Анализ биомеханики нижней челюсти у пациентов с бисфосфонатными остеонекрозами (диагностика, лечение, реабилитация): автореф. ... 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. – 47с.

54. Лосев, Ф. Ф. Конструктивные осложнения в дентальной имплантологии (на примере клинических случаев) / Ф. Ф. Лосев, Т. В. Брайловская, М. С. Котик // Стоматология. – 2024. – Т. 103, № 3. – С. 50-55.

55. Мамаев, А. Статистические методы в медицине / А. Мамаев, Д. А. Кудлай. – Москва : Практическая медицина, 2021. – 136 с. – ISBN 978-5-98811-635-6.

56. Мартынов, Д. В. Экспериментально-клиническое исследование прецизионности компонентов разборных дентальных имплантатов : специальность 14.01.14 "Стоматология" : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Мартынов Дмитрий Викторович; Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет) – Москва, 2021. – 157 с.

57. Матело, С. К. Разработка стандарта абразивности в стоматологии: дис. ... док. мед. наук: 3.1.7. – Стоматология / Матело Светлана Константиновна; ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы – Москва, 2024. – 279 с.

58. 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.

59. Математическое моделирование окклюзионной нагрузки на мостовидный протез с винтовой фиксацией на прямых универсальных конусных и плоских абатментах / Р. К. Караев, Н. А. Гусейнов, Н. Р. Саперова, Н. М. Белова // Медицинский алфавит. – 2024. – № 28. – С. 75-82.

60. Математическое обоснование фиксации и устойчивости несъемных протезов на имплантатах / В. Ю. Лапушко, Д. В. Сорокин, С. С. Абакарова [и др.] // Клиническая стоматология. – 2024. – Т. 27, № 2. – С. 40-44. – DOI 10.37988/1811-153X_2024_2_40.

61. Материалы для изготовления дентальных имплантатов (обзор литературы) / О. О. Янушевич, Н. И. Крихели, П. Ю. Перетягин [и др.] // Медицинский алфавит. – 2024. – № 28. – С. 12-16.

62. 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.

63. 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. – DOI 10.17816/dent321722.

64. Механические осложнения дентальных имплантатов и методы их устранения (обзор) / В. А. Бадалян, Т. М. Багиров, З. М. Степанян, А. А. Апоян // Клиническая стоматология. – 2018. – № 2(86). – С. 54-57. – DOI 10.37988/1811-153X_2018_2_54.

65. Михальченко, Д.В. Патогенетический подход в лечении и профилактике постпротетических воспалительных осложнений дентальной: автореф. ... док. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Михальченко Дмитрий Валерьевич; ФГАОУ ВО «Крымский федеральный университет имени В.И. Вернадского». – Волгоград, 2022. – 27 с.

66. 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.

67. Морданов, О.С. Клинико-лабораторное обоснование оптимизации протоколов обработки и фиксации реставраций из диоксида циркония с преобладанием кубической фазы : автореф. дис. ... канд. мед. наук : 3.1.7 – Стоматология / Морданов Олег Сергеевич; ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы». – Москва, 2024. 24 –с.

68. 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.

69. Муслов, С. А. Механические свойства зуба и околозубных тканей / С. А. Муслов, С. Д. Арутюнов. – Москва : издательский дом "Практическая медицина", 2020. – 256 с. – ISBN 978-5-98811-617-2.

70. Муслов, С. А. Физико-механические свойства биологических тканей / С. А. Муслов, С. С. Перцов, С. Д. Арутюнов. – Москва : издательский дом "Практическая медицина", 2023. – 456 с. – ISBN 978-5-98811-718-6.

71. Напряженно-деформированное состояние внутрикостного дентального имплантата при нагрузке в неблагоприятных биомеханических условиях / М. Р. Берсанова, Е. Е. Олесов, Р. У. Берсанов [и др.] // Стоматология для всех. – 2024. – № 3(108). – С. 32-38. – DOI 10.35556/idr-2024-3(108)32-38.

72. 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.

73. Напряженно-деформированное состояние несъемного протеза на имплантатах в процессе цементирования в зависимости от угла наклона стенок абатмента / С. И. Абакаров, Д. В. Сорокин, В. Ю. Лапушко, С. С. Абакарова // Клиническая стоматология. – 2022. – Т. 25, № 4. – С. 150-158.

74. Напряжённо-деформированное состояние протетических конструкций на имплантатах при замещении дефекта зубного ряда / М. Р. Берсанова, В. Н. Олесова, Р. С. Заславский [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2024. – Т. 28, № 4. – С. 432-438. – DOI 10.17816/dent629415.

75. Непосредственное имплантационное протезирование на нижней челюсти протяженной металлополимерной конструкцией со стандартным каркасом и тремя искусственными опорами у пациентов пожилого возраста: результаты трехлетнего исследования / Р. А. Розов, В. Н. Трезубов, О. Н. Ткачева [и др.] // Успехи геронтологии. – 2022. – Т. 35, № 5. – С. 755-765.

76. Ньютоны и ISQ – сопоставимы или нет? Клинические наблюдения изменения первичной стабильности после установки имплантата / М. А. Амхадова, И. С. Амхадов, Т. Ф. Гергиева, А. С. Микоян, И. Г. Лукашев // cathedra – кафедра. Стоматологическое образование. – 2024. –Т. 1. – № 87. – С. 48–50.

77. Особенности протезирования на дентальных 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.

78. 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 дентальной имплантологии. – 2023. – № 2 (60). – С. 10–17.

79. Отражение особенностей функциональной нагрузки конструкций на имплантатах на их напряжённо- деформированное состояние / М. Р. Берсанова, Д. В. Мартынов, М. С. Гришков, А. А. Попов // Научный авангард : Сборник статей VI Научно-практической конференции и межвузовской студенческой олимпиады, Москва, 25–28 мая 2024 года. – Москва: Государственный научный центр Российской Федерации - Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна, 2024. – С. 67-71.

80. 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.

81. Оценка степени винтовой фиксации супраструктур дентальных имплантатов при использовании способа ультразвуковой сборки резьбовых соединений / А. В. Гуськов, А. А. Олейников, А. А. Связов [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2022. – № 1-2(55-56). – С. 28-36.

82. 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.

83. Оценка эффективности лечения и мониторинга пациентов с системными нарушениями костной ткани при проведении дентальной имплантации / А.Р. Агазаде, Р.Р. Агазаде, Т.Ф. Гергиева, И.С. Амхадов, А.А. Кадиев, С.Э. Мамедов, Д.И. Зейналов // Медицинский алфавит. – 2023. –№1(1). – С. 44-49. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2023-1-44-49>

84. Петри, А. Наглядная медицинская статистика: Учебное пособие / А. Петри, К. Сэбин; Перевод с англ., под редакцией В.П. Леонова, четвертое издание, переработанное и дополненное – Москва : Издательство "ГЭОТАР-Медиа", 2021 г. 232 стр., илл. ISBN 978-5-9704-5904-1

85. Петросян, А.Ф. Профилактика переломов съемных пластиночных протезов при ортопедическом лечении пациентов с полным отсутствием зубов и резко выраженным торусом: автореф. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Петросян Артур Феликсович; ФГБУ НМИЦ ЦНИИС и ЧЛХ Минздрава России. – Москва, 2021. – 21 с.

86. Погосян, Н.М. Клинико-лабораторное обоснование способа подготовки опорных тканей при ортопедическом лечении с использованием имплантатов: автореф. ... канд. мед. наук: 3.1.7. Стоматология / Погосян Нателла Мкртичевна; ФГАОУ «Белгородский государственный национальный исследовательский университет». – Белгород, 2023. – 20 с.

87. Получение модели челюсти по данным компьютерной томографии для изучения и прогнозирования механического напряжения элементов имплантационной системы в условиях, приближенных к реальным / А. А. Долгалев, В. М. Аванисян, Д. З. Чониашвили [и др.] // Медицинский алфавит. – 2024. – № 1. – С. 84-87. – DOI 10.33667/2078-5631-2024-1-84-87.

88. 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.

89. 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. – DOI 10.37988/1811-153X_2024_1_112.

90. Применение метода конечно-элементного анализа при разработке новых систем дентальных имплантатов. Обзор литературы / Ю. А. Сергеев, А. А.

Долгалев, Д. З. Чониашвили, В. М. Аванисян // Медицинский алфавит. – 2023. – № 1. – С. 18-23. – DOI 10.33667/2078-5631-2023-1-18-23.

91. Применение метода растяжения для исследования новых стоматологических композитов / Е. Е. Майоров, Л. И. Шаламай, Е. Ю. Мендоса [и др.] // Стоматология для всех. – 2022. – № 3(100). – С. 20-26.

92. Проблема ортопедического лечения больных с концевыми дефектами зубного ряда / Д. А. Трунин, М. И. Садыков, А. М. Нестеров [и др.] // Медицинский вестник Северного Кавказа. – 2018. – Т. 13, № 2. – С. 441-446. – DOI 10.14300/mnpс.2018.13072.

93. Прогнозирование сохраняемости внутрикостных имплантатов в участках наибольшей функциональной нагрузки на имплантационный протез / М. Л. Мишнев, В. Н. Трезубов, Р. А. Розов [и др.] // Институт стоматологии. – 2022. – № 3(96). – С. 88-89.

94. Прочность адгезионного соединения композитного материала с дентином зуба в зависимости от протокола адгезивной обработки (по данным лабораторного исследования) / Л.Л. Лямец, А.Н. Монахова, Е.И. Гладаревская, А.И. Николаев, В.М. Киселев, Ж. А. Аль Рашвани, А.А. Ахмедов, Н.С. Николашин // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2024 – / № 89. – С. 35–40

95. Пустохина, И. Г. Клинико-экспериментальное обоснование применения постэндодонтических не прямых реставраций жевательной группы зубов из керамики : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореф. ... канд. мед. наук / Пустохина Инна Геннадьевна. – Москва, 2021. – 24 с.

96. Пятанова, Е. С. Обоснование применения конусных стекловолоконных каркасов для восстановления зубов после эндодонтического лечения: дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7 – Стоматология / Пятанова Евгения Сергеевна; Санкт-Петербургский государственный университет. – Санкт-Петербург, 2024. – 172 с.

97. Разработка и математический сравнительный анализ ортодонтической якорной мини-пластины и мини-винтов / Г. Г. Мазиашвили, Н. А. Гусейнов, Т. Хаддад [и др.] // Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26, № 1. – С. 126-131. – DOI 10.37988/1811-153X_2023_1_126.

98. Разработка персонализированного устройства для исследования жевательных и височных мышц у пациентов с дисфункцией ВНЧС / С.В. Апресян, А.Г. Степанов, И.Д. Бородин, М.А. Кирюшин // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – № 4. – С. 347–354.

99. Рентгенологическая оценка отдаленных результатов ортопедического лечения пациентов с укороченным зубным рядом / Ф. Ф. Лосев, А. Г. Надточий, Т. В. Брайловская, М. С. Котик // Стоматология. – 2024. – Т. 103, № 2. – С. 50-55. – DOI 10.17116/stomat202410302150.

100. Рентгенологические результаты дентальной имплантации у пациентов с атрофией альвеолярной кости после выполнения аутокостной пластики / Т. В. Брайловская, З. М. Абаев, А. П. Михайлова [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2022. – № 1-2(55-56). – С. 4-18.

101. Розов, Р. А. Разработка и обоснование путей совершенствования имплантационного протезирования пожилых пациентов с полной потерей зубов: автореф. ... д-ра мед. наук. 3.1.7. – Стоматология / Розов Роман Александрович; Тверской государственный медицинский университет – Тверь, 2023. – 42с.

102. Романов, М.М. Оптимизация этапов изготовления зубных протезов при декомпенсированной форме патологической стираемости зубов: автореф. дис. ... канд. мед. наук. 3.1.7. – Стоматология / Романов Максим Михайлович; Казанский (Приволжский) федеральный университет – Казань, 2023. – 24 с.

103. 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.

104. Савельев, В. В. Исследование точности посадки на имплантатах оригинальных и неоригинальных супраконструкций / В. В. Савельев, Ю. А. Карандин, Д. С. Ковган // Российский стоматологический журнал. – 2022. – Т. 26, № 3. – С. 181-190. – DOI 10.17816/1728-2802-2022-26-3-181-190.

105. Сакаева, З.У. Роль гигиенического состояния рта в эффективности протезирования на дентальных имплантатах: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 3.1.7

– Стоматология / Сакаева Зарина Ушангиевна; Казанский федеральный университет. – Казань. – 2023. – 25 с.

106. Саркисов, Д. С. Физико-механические свойства материалов, используемых в технологии компьютерного производства хирургических шаблонов / Д. С. Саркисов, А. Г. Степанов, С. В. Апресян // Стоматология. – 2024. – Т. 103, № 1. – С. 8-11. – DOI 10.17116/stomat20241030118.

107. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2024625103 Российская Федерация. Максимальные напряжения в дентальном имплантате и окружающей кости при нагрузке в неадекватных биомеханических условиях : № 2024624821 : заявл. 30.10.2024 : опубл. 12.11.2024 / М. Р. Берсанова, Э. А. Олесова, Р. У. Берсанов, Э. Ф. Алекберов.

108. Сила адгезионного соединения эмали зуба и металлического брекета, полученного с помощью отечественного адгезивного комплекса *in vitro* / Н. С. Тутуров, А. М. Хасан, Ф. С. Русанов [и др.] // Стоматология. – 2024. – Т. 103, № 1. – С. 5-7. – DOI 10.17116/stomat20241030115.

109. Силин, А. В. Эмаль и дентин зубов человека. Усталостная прочность / А. В. Силин, Е. А. Сатыго, А. Т. Марьянович // Вестник Северо-Западного государственного медицинского университета им. И.И. Мечникова. – 2023. – Т. 15, № 4. – С. 19-29. – DOI 10.17816/mechnikov624120.

110. Симоненко, А. А. Клинико-рентгенологическое и социологическое обоснование имплантационного протезирования беззубой нижней челюсти несъемными замещающими конструкциями на трех опорах : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореф. дис. ... канд. мед. наук / А. А. Симоненко. – Тверь, 2020. – 21 с.

111. Способ измерения и коррекции прилегания несъемных зубных протезов / М. А. Мурадов, В. А. Ерохин, А. Н. Ряховский, Д. А. Трунин // Российский стоматологический журнал. – 2025. – Т. 29, № 1. – С. 55-62. – DOI 10.17816/dent641817.

112. Сравнение прочностных характеристик прямых и не прямых реставраций зубов при одноосном сжатии / Ю. И. Енина, А. В. Севбитов, А. Е.

Дорофеев [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2020. – Т. 24, № 5. – С. 293-296. – DOI 10.17816/1728-2802-2020-24-5-293-296.

113. 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.

114. 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.

115. 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. – DOI 10.37988/1811-153X_2018_3_74.

116. Сравнительная характеристика основных видов стоматологической керамики для изготовления виниров / С. К. Северинова, Е. Н. Овчаренко, О. Л. Ирза [и др.] // Клиническая стоматология. – 2024. – Т. 27, № 4. – С. 106-113. – DOI 10.37988/1811-153X_2024_4_106.

117. Сравнительный анализ интеграции дентальных имплантатов и миниимплантатов у пациентов с новообразованиями в челюстнолицевой области / В.А. Балан, Е.Ю. Русакова, Е.В. Лях, Д.О. Буков, Т.А. Чепендюк // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2024. – № 87. – С. 52–55.

118. Сравнительный анализ микрозазора имплантат/абатмент в конических соединениях / Т. В. Фурцев, Г. М. Зеер, Е. Г. Зеленкова, В. В. Кирсанова // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 3-4(53-54). – С. 25-33.

119. Стрекалов, А.А. Обоснование применения окклюзионных параметров коронок несъёмных конструкций с опорой на дентальные имплантаты при восстановлении концевых дефектов зубных рядов : автореф. дисс... канд. мед. наук.

: 3.1.7 – Стоматология / Стрекалов Антон Алексеевич; Национальный медицинский исследовательский центр «Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии» Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Москва. – 2021. – 25с.

120. Студеникин, Р. В. Стабильность коротких и длинных зубных имплантатов, установленных на разных уровнях / Р. В. Студеникин, А. А. Мамедов // Медицинский алфавит. – 2022. – № 2. – С. 17-24. – DOI 10.33667/2078-5631-2022-2-17-24.

121. 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.

122. Трапезников, Д.В. Клинико-лабораторное обоснование применения усиленных бис-акриловых несъемных провизорных протезов : автореф. дис. ... канд. мед. наук. : 3.1.7 – Стоматология / Трапезников Дмитрий Валерьевич; «Тверской государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Тверь, 2024. 22 – с.

123. Трезубов, В. Н. Декомпенсированный зубной ряд (философский этюд) / В. Н. Трезубов, Р. А. Розов // Пародонтология. – 2020. – Т. 25, № 2. – С. 134-139. – DOI 10.33925/1683-3759-2020-25-2-134-139.

124. Трёхмерное математическое моделирование функциональных напряжений в протетических конструкциях / М.Р. Берсанова, Э.А. Олесова, А.А. Попов, Р.У. Берсанов, З.С. Хубаев // Ильинские чтения 2025: Сборник материалов международной научно-практической конференции молодых учёных и специалистов, Москва: ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2024 – С. 211-214.

125. Узунян, Н. А. Обоснование применения новых отечественных сверхупругих сплавов титана в дентальной имплантологии (экспериментально-клиническое исследование) : специальность 14.01.14 "Стоматология" : диссертация на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Узунян Нарина Адольфовна. – Москва, 2019. – 179 с.

126. Физико-математическая разработка топологии элайнеров / А. В. Рыбаков, Н. А. Соколович, А. А. Саунина [и др.] // Институт стоматологии. – 2024. – № 1(102). – С. 115-117.

127. Цициашвили, А. М. Успешность лечения и выживаемость дентальных имплантатов при различных подходах к лечению пациентов с использованием дентальных 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. – DOI 10.18821/1728-2802-2020-24-1-32-38.

128. Частота и причины поломок имплантатов и покрывающих конструкций по данным анкетирования врачей-стоматологов / М. Р. Берсанова, В. Н. Олесова, С. А. Заславский, Р. У. Берсанов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2024. – № 1(63). – С. 15-20.

129. Шнайдер, С. Д. Анализ механических свойств материала временных конструкций, изготовленных прямым способом, и коронок длительного использования, изготовленных методом 3D-печати / С. Д. Шнайдер, Н. С. Нуриева, А. Д. Юрасов // Стоматология. – 2024. – Т. 103, № 6. – С. 20-24. – DOI 10.17116/stomat202410306120.

130. Шумаков, Ф. Г. Экспериментально-клиническое сравнение керамических и титановых дентальных имплантатов : автореф. дисс... канд. мед. наук. : 14.01.14 – Стоматология / Шумаков Филипп Геннадиевич; Первый моск. гос. мед. ун-т. им. И.М. Сеченова. - Москва, 2018. - 24 с.

131. Эволюция хирургических методов восстановления отсутствующих зубов / Г. Г. Казарян, С. Ю. Иванов, В. В. Бекреев [и др.] // Медицинский алфавит. – 2024. – № 1. – С. 68-76. – DOI 10.33667/2078-5631-2024-1-68-75.

132. Экспериментальное исследование предельной прочности адгезивной связи на сдвиг отечественного ортодонтического адгезива / И. Н. Гончарик, Н. А. Соколович, А. В. Рыбаков [и др.] // Институт стоматологии. – 2024. – № 1(102). – С. 107-109.

133. 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. – DOI 10.17116/stomat202210106128.

134. Электронно – микроскопический анализ деформирующихся поверхностей компонентов титановых дентальных имплантатов / М.Р. Берсанова., Б.М. Радзишевский, Е.А. Некрасова, Р.У. Берсанов, В.Н. Олесова // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2025 №2 (68). – С. 59-64.

135. 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. – DOI 10.17116/rosstomat20231602141.

136. Якупов, Б.А. Обоснование профилактики воспалительных осложнений после дентальной имплантации у пациентов с генерализованным пародонтитом в анамнезе : автореферат дис. ... кандидата медицинских наук: специальность 3.1.7 Стоматология / Якупов Булат Анварович; «Башкирский государственный медицинский университет» – Уфа, 2024. – 23 с.

137. Янушевич, О. О. Практика применения клинических рекомендаций при проведении судебно-медицинских экспертиз по делам, касающимся некачественного оказания стоматологической помощи / О. О. Янушевич, С. Н. Андреева, И. В. Золотницкий // Российская стоматология. – 2023. – Т. 16, № 1. – С. 7-12. – DOI 10.17116/rosstomat2023160117.

138. A comparative study of bone remodeling around hydroxyapatite-coated and novel radial functionally graded dental implants using finite element simulation. / Jafari B, Katoozian HR, Tahani M, Ashjaee N. // Med Eng Phys. – 2022. – Vol.102. – P.103775. – doi: 10.1016/j.medengphy.2022.103775.

139. 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, F. Cocchi, S.M.

Meloni, A. Alushi, E. Xhanari // *Dent J (Basel)*. – 2019. – Vol.7, №2. – P.41. – doi: 10.3390/dj7020041.

140. A conceptual review on reconstructive peri-implantitis therapy: Challenges and opportunities. / H.L. Chan, A. Rodriguez Betancourt, C.C. Liu, Y.C. Chiang, P.R. Schmidlin // *Clin Exp Dent Res*. – 2023. – №9(5) – P.735-745. – doi: 10.1002/cre2.788.

141. 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 : International Conference of Young Scientists and Students "Topical Problems of Mechanical Engineering", ToPME 2019, Moscow, 04–06 декабря 2019 года. Vol. 747.* – Moscow: Institute of Physics Publishing, 2020. – P. 012067. – DOI 10.1088/1757-899X/747/1/012067.

142. Al Yafi, F. Is Digital Guided Implant Surgery Accurate and Reliable? / F. Al Yafi, B. Camenisch, M. Al-Sabbagh // *Dent Clin North Am*. – 2019. – № 63(3). – P. 381-397. – doi: 10.1016/j.cden.2019.02.006.

143. 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.

144. 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, G. Spagnuolo, P. Campagna, M. Cicciù // *Minerva Stomatol*. – 2020. – № 69(1) – P.55-62. – doi: 10.23736/S0026-4970.19.04263-8.

145. Artificial intelligence applications in implant dentistry: A systematic review. / M. Revilla-León, M. Gómez-Polo, S. Vyas, B.A. Barmak, G.O. Galluci, W. Att, V.R. Krishnamurthy // *J Prosthet Dent*. – 2023. – №129(2). – P.293-300. – doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.008

146. Bedrossian, E. Do Dental Implant Width and Length Matter? / E. Bedrossian // *Compend Contin Educ Dent*. – 2020. – № 41(7) – P. 1-5.

147. Biomaterials and Clinical Application of Dental Implants in Relation to Bone Density-A Narrative Review. / A. Khaohoen, T. Sornsuan, P. Chaijareenont, P.

Poovarodom, C. Rungsiyakull, P. Rungsiyakull // J Clin Med. – 2023. – №12(21). – P.6924. – doi: 10.3390/jcm12216924.

148. Biomechanical assessment of the stress-strain status of splinting structures and teeth periodontium in case of chronic periodontitis / M. I. Sadykov, A. M. Nesterov, M. R. Sagirov, I. I. Sinev // , 11–12 мая 2022 года, 2022. – P. 29-34.

149. 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, S. Ke, W. Zhang, L. Wang, F. Yang // Front Bioeng Biotechnol. – 2023. – Vol.11. – P.1187504. – doi: 10.3389/fbioe.2023.1187504

150. Biomechanical Comparison of a New Triple Cylindrical Implant Design and a Conventional Cylindrical Implant Design on the Mandible by Three-Dimensional Finite Element Analysis. / A. Bayrak, P. Yaramanoğlu, M.A. Kılıçarslan, B. Yaramanoğlu, B. Akat // Int J Oral Maxillofac Implants. – 2020. – № 35(2). – P.257-264. doi: 10.11607/jomi.7760

151. Biomechanics in Removable Partial Dentures: A Literature Review of FEA-Based Studies. / M.A. Mousa, J.Y. Abdullah, N.B. Jamayet, M.I. El-Anwar, K.K. Ganji, M.K. Alam, A. Husein // Biomed Res Int. – 2021. – P.5699962. – doi: 10.1155/2021/5699962.

152. 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, M. Cerrolaza, M. Ferrer, J. Cabratosa-Termes // Materials (Basel). – 2021. – №14(19). – P. 5801. – doi: 10.3390/ma14195801.

153. 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, F.S. Silva, B. Henriques // Comput Methods Biomech Biomed Engin. – 2021. – №.12. – P.1355-1367. – doi: 10.1080/10255842.2021.1888939.

154. Cemented versus screw-retained posterior implant-supported single crowns: A 24-month randomized controlled clinical trial. / S. Wolfart, A. Rittich, K. Groß, O.

Hartkamp, A. von der Stüch, S. Raith, S. Reich // Clin Oral Implants Res. – 2021. – №32(12). – P.1484-1495. – doi: 10.1111/clr.13849

155. Coli, P. On marginal bone level changes around dental implants. / P. Coli, T. Jemt // Clin Implant Dent Relat Res. – 2021. – №23(2). – P. 159-169. – doi: 10.1111/cid.12970.

156. 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, N. V. Bulkina, E. A. Garibian, I. V. Nebylitsin // J. Adv. Pharm. Edu. Res. 2020. – № 2. – P. 1-6.

157. Comparison of Stress Distribution and Deformation of Four Prosthetic Materials in Full-mouth Rehabilitation with Implants: A Three-dimensional Finite Element Study. / Y.B. Chand, J. Mahendra, N. Jigeesh, L. Mahendra, L. Shivasubramanian, S.B. Perika // J Contemp Dent Pract. – 2020. – №21(11). – P. 1210-1217.

158. Comprehensive treatment of patients with dislocation of the articular disc of the temporomandibular joint with different types of occlusal splints / T. V. Chkhikvadze, E. M. Roschin, T. V. Bykovskaya [et al.] // International Journal of Psychosocial Rehabilitation. – 2020. – Vol. 24. – № 5. – P. 4744-4753. – doi 10.37200/ijpr/v24i5/pr2020187.

159. Computer simulation of stress-strain states in zygomatic bones after complex installation of implants/ T. Dibirov, A. Drobyshev, E. Kharazyan, N. Redko, E. Pankov, A. Kozulin, S. Panin, S. Arutyunov // Journal «Frattura ed Integrità Strutturale». - 2024. - Vol. 18, № 67.- P. 259-279.

160. 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, M.S. Sarkisyan, E. Llaka // Eur J Dent. – 2021. – №15(1). – P.54-62. – doi: 10.1055/s-0040-1715551.

161. Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: A finite element study. / A. Cortona, G. Rossini, S. Parrini, A. Deregibus, T.

Castroflorio // Angle Orthod. – 2020. – № 90(2). – P.247-254. – doi: 10.2319/020719-86.1.

162. 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 // Periodontol 2000. – 2019. – №81(1). – P.179-193. – doi: 10.1111/prd.12291.

163. Design of dental implants at materials level: An overview. / X. Jiang, Y. Yao, W. Tang, D. Han, L. Zhang, K. Zhao, S. Wang, Y. Meng // J Biomed Mater Res A. – 2020. – №108(8). – P.1634-1661. – doi: 10.1002/jbm.a.36931.

164. 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. – №38(1). – P.86-89. Chinese. doi: 10.7518/hxkq.2020.01.015

165. 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 // Comput Methods Programs Biomed. – 2020. – Vol.197. – P.105723. – doi: 10.1016/j.cmpb.2020.105723.

166. Effect of prosthetic framework material, cantilever length and opposing arch on peri-implant strain in an all-on-four implant prostheses. / R. Shetty, I. Singh, H.A. Sumayli, M.A. Jafer, S.M. Abdul Feroz, S. Bhandi, A.T. Raj, S. Patil, M. Ferrari // Niger J Clin Pract. – 2021. – Vol.24, №6. – P.866-873. – doi: 10.4103/njcp.njcp_398_20

167. Effect of various types of removable appliances and dental implants on the oral microbiocenosis during orthopedic treatment / V. P. Tlustenko, I. M. Bairikov, D. A. Trunin [et al.] // Bulletin of Russian State Medical University. – 2019. – № 2. – P. 52-56. – DOI 10.24075/brsmu.2019.029.

168. Finite Element Analysis of a New Dental Implant Design Optimized for the Desirable Stress Distribution in the Surrounding Bone Region. / L. Paracchini; C. Barbieri; M. Redaelli; D. Di Croce; C. Vincenzi; R. Guarnieri // Prosthesis. – 2020. – №2. – P. 225-236. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2030019>

169. Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. / C. Falcinelli, F. Valente, M. Vasta, T. Traini // Dent Mater. – 2023. – №39(6) – P. 539-556. – doi: 10.1016/j.dental.2023.04.002.

170. 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, S.C. Mondal, A. Roychowdhury // *Comput Biol Med.* – 2020. – Vol.124. – P.103839. – doi: 10.1016/j.combiomed.2020.103839.

171. Framework Materials for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: A Systematic Review of Clinical Studies. / F. Delucchi, E. De Giovanni, P. Pesce, F. Bagnasco, F. Pera, D. Baldi, M. Menini // *Materials (Basel).* – 2021. – №14(12). – P. 3251. – doi: 10.3390/ma14123251

172. Fuhrer, R.S. A comparative finite element analysis of maxillary expansion with and without midpalatal suture viscoelasticity using a representative skeletal geometry. / R.S. Fuhrer, D.L. Romanyk, J.P. Carey // *Sci Rep.* – 2019. – №9(1). – P.8476. – doi: 10.1038/s41598-019-44959-w.

173. 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 // *J Adv Prosthodont.* – 2022. – №14(3). – P.182-202. – doi: 10.4047/jap.2022.14.3.182.

174. 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, M. Iwamoto, T. Kawata, H. Egusa, K. Sasaki // *Int J Implant Dent.* – 2023. – №9(1). – P. 31. –doi: 10.1186/s40729-023-00500-3.

175. 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, Y. Uto, Y. Ohta, Y. Uchida, T. Sawase // *J Prosthodont Res.* – 2024. – №68(1). – P.40-49. – doi: 10.2186/jpr.JPR_D_23_00032

176. 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, P. Le Bars, M. Gueye, E.B. Mbodj, L. Le Guéhennec // *Clin Exp Dent Res.* – 2022.– № 8(1) – P. 294-312. doi: 10.1002/cre2.521

177. Implants placed in an alveolar ridge with a sloped configuration. A 3-year prospective multicenter study. / M. Donati, R. Noelken, J. Fiorellini, N.C. Gellrich, W. Parker, T. Berglundh // *Clin Oral Implants Res.* – 2023. – № 34(1). – P.13-19. – doi: 10.1111/clr.14012

178. 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* : 2, St. Petersburg, 27–30 апреля 2020 года. – St. Petersburg, 2020. – P. 012010. – DOI 10.1088/1742-6596/1571/1/012010.

179. 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.

180. In vivo measurement of three-dimensional load exerted on dental implants: a literature review. / I. Assoratgoon, N. Yoda, M. Iwamoto, T. Sato T. Kawata, H. Egusa, K. Sasaki // *Int J Implant Dent.* – 2022 Vol.14 –№ 8(1). – P.52. doi: 10.1186/s40729-022-00454-y.

181. 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, W. Wu, W. Zhou, Z. Liu // *BMC Oral Health.* – 2023. – №23(1). – P.277. – doi: 10.1186/s12903-023-02989-x

182. 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 (Basel).* – 2020. – №9(8). – P. 224. – doi: 10.3390/biology9080224

183. 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. – DOI 10.24075/brsmu.2019.025.

184. 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. – P. 686.

185. Kayabasi, O. Design methodology for dental implant using approximate solution techniques. / O. Kayabasi // J Stomatol Oral Maxillofac Surg. – 2020. – №121(6). – P.684-695. – doi: 10.1016/j.jormas.2020.01.003.

186. Kelkar, K.C. Finite element analysis of the effect of framework materials at the bone-implant interface in the all-on-four implant system. / K.C. Kelkar, V. Bhat, C. Hegde // Dent Res J (Isfahan). – 2021. – Vol.18. – P.1.

187. Kilic, E. Evaluation of Stress in Tilted Implant Concept With Variable Diameters in the Atrophic Mandible: Three-Dimensional Finite Element Analysis. / E. Kilic, O. Doganay // J Oral Implantol. – 2020. – №46(1). – P.19-26. – doi: 10.1563/aaidd-joi-D-19-00066.

188. 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 // Mater Horiz. – 2022 №9(5). – P.1387-1411. – doi: 10.1039/d1mh01621k.

189. Klinicheskii analiz blizhaishikh i otdalennykh rezul'tatov primeneniya implantatsionnogo protezirovaniya «Trefoil» v Rossii [Clinical analysis of the short-term and long-term results of the implant-supported Trefoil dental rehabilitation in Russia]. / R.A. Rozov, V.N. Trezubov, A.B. Gerasimov, M.V. Kopylov, G.S. Azarin // Stomatologiya (Mosk). – 2020. №99(5). P.50-57. – Russian. – doi: 10.17116/stomat20209905150

190. 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 // J Prosthet Dent. – 2021. – №126(5). – P.664. – doi: 10.1016/j.prosdent.2020.09.058.

191. Larsen, P.E. Managing the Posterior Maxilla with Implants Using Bone Grafting to Enhance Implant Sites. / P.E Larsen, K.S. Kennedy // Oral Maxillofac Surg Clin North Am. – 2019. – №31(2). – P.299-308. – doi: 10.1016/j.coms.2019.01.002.

192. Long-term clinical performance and complications of zirconia-based tooth- and implant-supported fixed prosthodontic restorations: A summary of systematic

reviews. / H. Laumbacher, T. Strasser, H. Knüttel, M. Rosentritt // J Dent. – 2021. – Vol.111. – P. 103723. – doi: 10.1016/j.jdent.2021.103723

193. Mechanobiologically optimization of a 3D titanium-mesh implant for mandibular large defect: A simulated study. / H. Gao, X. Li, C. Wang, P. Ji, C. Wang // Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. – 2019. – №104. P.109934. – doi: 10.1016/j.msec.2019.109934

194. Mechanical analysis of prosthetic bars and dental implants in 3 and 4 implant-supported overdenture protocols using finite element analysis. / L. Bassi-Junior, R. Oliveira de Souza Silva, V.H. Dias Dos Santos, A. da Rocha Lourenço, P.V. Trevizoli, H. Gaêta-Araujo, P.M. Queiroz, V.D.Gottardo // J Oral Biol Craniofac Res. – 2021. – №11(3). – P. 438-441. – doi: 10.1016/j.jobcr.2021.05.007.

195. 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, H. Askar, L. Tavelli, J. Gargallo-Albiol, H.L.Wang // J Clin Periodontol. – 2019. – №46(1). – P. 118-142. – doi: 10.1111/jcpe.13026

196. Occlusion as a predisposing factor for peri-implant disease: A review article. / S.J. Lee, O. Alamri, H. Cao, Y. Wang, G.O. Gallucci, J.D. Lee // Clin Implant Dent Relat Res. – 2023. – №25(4). – P. 734-742. – doi: 10.1111/cid.13152.

197. 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, J. He, J. Sun, W. Yan // Int J Comput Dent. – 2022. – Vol.25, №3. – P.267-276. – doi: 10.3290/j.ijcd.b2599709.

198. Optimization of stress distribution of bone-implant interface (BII). / C. Zhang, C. Zeng, Z. Wang, T. Zeng, Y. Wang // Biomater Adv. – 2023. – Vol.147. – P.213342. – doi: 10.1016/j.bioadv.2023.213342

199. Orthopaedic osseointegration: Implantology and future directions. / A.L. Overmann, C. Aparicio, J.T. Richards, I. Mutreja, N.G. Fischer, S.M. Wade, B.K. Potter, T.A. Davis, J.E. Bechtold, J.A. Forsberg, D. Dey // J Orthop Res. – 2020. – №38(7). – P.1445-1454. – doi: 10.1002/jor.24576.

200. 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 : conference proceedings, Krasnoyarsk, Russia, 13–14 ноября 2019 года / Krasnoyarsk Science and Technology City Hall of the Russian Union of Scientific and Engineering Associations. Vol. 421. – Krasnoyarsk, Russia: Institute of Physics and IOP Publishing Limited, 2020. – P. 52035. – DOI 10.1088/1755-1315/421/5/052035.

201. 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, J.A.C. Souza, C.R. Leles // J Oral Rehabil. – 2020. – Vol.47, №3. – P.361-369. – doi: 10.1111/joor.12895.

202. Periprosthetic biomechanical response towards dental implants, with functional gradation, for single/multiple dental loss. / S. Chatterjee, S. Sarkar, S.R. Kalidindi, B. Basu // J Mech Behav Biomed Mater. – 2019. – №94. – P. 249-258. – doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.03.001

203. Photoelasticity for Stress Concentration Analysis in Dentistry and Medicine. / M. Marín-Miranda, A.M. Wintergerst, Y.A. Moreno-Vargas, M.L.A. Juárez-López, C. Tavera-Ruiz // Materials (Basel). – 2022. – №15(19). – P.6819.

204. Preliminary study of clinical outcomes for single implant-retained mandibular overdentures / M. Asami, M. Kanazawa, T.V. Lam, K.M. Thu, D. Sato, S. Minakuchi // J Oral Sci. – 2020. – № 62(1) – P. 98-102. doi: 10.2334/josnurd.19-0079.

205. 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, P.H. Rompré, G. Guertin, H. Ciaburro Clin // Oral Implants Res. – 2021 – №32(3) – P.285-296. – doi: 10.1111/clr.13699

206. Qin, S. Comparative evaluation of short or standard implants with different prosthetic designs in the posterior mandibular region: a three-dimensional finite element analysis study. / S. Qin, Z. Gao // Comput Methods Biomech Biomed Engin. – 2023. – №26(12). – P.1499-1509. – doi: 10.1080/10255842.2022.2124859.

207. Rameh, S. Key factors influencing short implant success. / S. Rameh, A. Menhall, R. Younes // *Oral Maxillofac Surg.* – 2020. – №24(3). – P.263-275. – doi: 10.1007/s10006-020-00841-y.
208. Reddy, M.S. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. / M.S. Reddy, R. Sundram, H.A. Eid Abdemagyd // *J Pharm Bioallied Sci.* – 2019. – №11(2). – P.85-91. – doi: 10.4103/JPBS.JPBS_296_18.
209. Review of the Mechanical Behavior of Different Implant-Abutment Connections. / A.S. Vinhas, C. Aroso, F. Salazar, P. López-Jarana, J.V. Ríos-Santos, M. Herrero-Climent // *Int J Environ Res Public Health.* – 2020. – №17(22). – P.8685. –doi: 10.3390/ijerph17228685
210. Relationships of Stresses on Alveolar Bone and Abutment of Dental Implant from Various Bite Forces by Three-Dimensional Finite Element Analysis. / X. Kang, Y. Li, Y. Wang, Y. Zhang, D. Yu, Y. Peng // *Biomed Res Int.* – 2020. – P.7539628. – doi: 10.1155/2020/7539628
211. Romanos, G.E. Concepts for prevention of complications in implant therapy. / G.E. Romanos, R. Delgado-Ruiz, A. Sculean // *Periodontol 2000.* – 2019. – №81(1). – P.7-17. – doi: 10.1111/prd.12278.
212. Rozov, R.A. Immediate implant supported prosthodontic treatment of the edentulous jaw with additional implant stabilization. / R.A. Rozov // *Stomatologija.* – 2021. – Vol.23, № 3. – P.69-74.
213. Rozov, R. A. Digital workflow for reconstructing the biomechanics of the masticatory apparatus in implant-supported prosthetics in edentulous patients / R. A. Rozov, V. N. Trezubov, A. L. Urakov // *Russian Journal of Biomechanics.* – 2022. – Vol. 26, No. 3. – P. 91-99.
214. 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.
215. Stress in the bone and prosthetic components due to "all-on-4" system with polyether-ether-ketone screwing prosthesis. Analysis using 3D finite element method. /

I. Vaitiekūnas, J. Klimenko, E. Ivanauskienė, J. Žilinskas // *Stomatologija*. – 2020. №22(4). – P.125-128

216. Study of elastic elements of lower jaw exoskeleton / A. A. Vorobiev, D. Yu. Dyachenko, Yu. A. Makedonova [et al.] // *Archiv EuroMedica*. – 2020. – Vol. 10, № 2. – P. 125-127.

217. Study of the Border Adjustment of Indirect and Direct Restorations by Thermo cycling Method with Following Staying / A. V. Sevbitov, D. R. Pogosyan, Yu. I. Enina [et al.] // *Journal of Global Pharma Technology*. – 2020. – Vol. 12, № 9. – P. 231-235.

218. Survival of tooth-implant connections: A systematic review and meta-analysis. / S. Taneja, A. Khalikar, S. Wankhade, S. Deogade, P. Uchale, S. Lalsare // *J Indian Prosthodont Soc*. – 2023. №23(4). – P.310-321. – doi: 10.4103/jips.jips_161_23.

219. Tatakis, D.N. Guided implant surgery risks and their prevention. / D.N. Tatakis, H.H. Chien, A.O. Parashis // *Periodontol 2000*. – 2019. – Vol.81, №1. – P.194-208. – doi: 10.1111/prd.12292.

220. Technical Complications and Prosthesis Survival Rates with Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Retrospective Study with 1- to 12-Year Follow-Up. / P. Papaspyridakos, T.B. Bordin, Y.J. Kim, K. El-Rafie, S.E. Pagni, Z.S. Natto, E.R. Teixeira, K. Chochlidakis, H.P. Weber // *J Prosthodont*. – 2020. – №29(1). – P.3-11. – doi: 10.1111/jopr.13119

221. The effect of diameter, length and elastic modulus of a dental implant on stress and strain levels in peri-implant bone: A 3D finite element analysis. / A. Robau-Porrúa, Y. Pérez-Rodríguez, L.M. Soris-Rodríguez, O. Pérez-Acosta, J.E. González // *Biomed Mater Eng*. – 2020. – №30(5-6). – P.541-558. – doi: 10.3233/BME-191073

222. The mechanical and clinical influences of prosthetic index structure in Morse taper implant-abutment connection: a scoping review. / L. Shen, C. Dong, J. Chen, X. Bai, F. Yang, L. Wang // *BMC Oral Health*. – 2023. – Vol.23. – №1. – P.775.

223. 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, C.H.F.

Hämmerle, D.S. Thoma // J Dent. – 2022. – Vol.127. – P.104332. – doi: 10.1016/j.jdent.2022.104332

224. Trephination-based, guided surgical implant placement: A clinical study. / N. Suriyan, L. Sarinnaphakorn, G.R. Deeb, S. Bencharit // J Prosthet Dent. – 2019. – Vol.121, №3. – P.411-416. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.06.004.

225. Unsal, G.S. Advantages and limitations of implant surgery with CAD/CAM surgical guides: A literature review. / G.S. Unsal, I. Turkyilmaz, S. Lakhia // J Clin Exp Dent. – 2020. №12(4). – P.409-417. – doi: 10.4317/jced.55871.

226. 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, M. Peditto, M. Del Fabbro, E. Romeo, G. Oteri // Biomed Res Int. – 2021. – P.5571793. – doi: 10.1155/2021/5571793.

227. Verma, V. Biomechanical efficiency of different implant-abutment connection: a systematic review of studies using photoelastic stress analysis. / V. Verma, P. Hazari, P. Verma // Evid Based Dent. – 2023. – №24(2). – P.92. – doi: 10.1038/s41432-023-00884-6.

228. Wulfman, C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. / C. Wulfman, A. Naveau, C. Rignon-Bret // J Prosthet Dent. – 2020. – Vol.124, №2. – P.161-167. – doi: 10.1016/j.prosdent.2019.06.014.

229. Yaremenko, A.I. Laser Patterned Microcoagulation and Microablation technology: Clinical study of gingiva regeneration in implantation zone / A.I. Yaremenko, E.A. Zernitskaya. – Text: Electronic // 24th EACMFS Congress. -Munich, Germany, 2018. – P. 540.

230. Yaremenko, A.I. Laser-Patterned Microcoagulation (LPM) Technology/ A.I. Yaremenko, E.A. Zernitskaya. Text: Electronic / 3rd International Conference on Craniofacial Surgery. – Roma, Italy, 2019.-P. 18.