

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

На правах рукописи



Олесова Эмилия Артёмовна

**Биомеханические факторы риска перегрузки зуба
(экспериментально-клиническое исследование)**

3.1.7. Стоматология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук, профессор
Арутюнов Сергей Дарчоевич

Москва – 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР.....	13
1.1 Клинические аспекты биомеханики зубочелюстной системы.....	13
1.2 Экспериментальные исследования биомеханики зубочелюстной системы	27
1.2.1 Методы математического моделирования биомеханических процессов в стоматологии.....	33
1.3 Экономические аспекты стоматологии.....	45
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	50
2.1 Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния тканей зуба и альвеолярной лунки в разных биомеханических условиях	50
2.2 Последовательность изучения клинических обстоятельств и частоты выявления переломов и трещин зубов.	55
2.2.1 Анкетирование врачей-стоматологов	55
2.2.2 Последовательность изучения клинических обстоятельств переломов и трещин зубов.....	57
2.3 Методы клинико-экономического анализа	58
2.4 Методы статистической обработки.....	59
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	61
3.1 Выявляемость и причины трещин и переломов зубов.....	61
3.1.1 Анализ результатов анкетирования врачей-стоматологов	61
3.1.2 Клинико-статистический анализ результатов исследования	67
3.2 Трехмерный математический анализ напряженно-деформированного состояния зуба и окружающих тканей при функциональных нагрузках.....	73
3.3 Напряженно-деформированное состояние зуба и подлежащей костной ткани под воздействием неблагоприятных биомеханических факторов	81
3.4 Влияние девитализации зуба и вариантов замещения коронкового дефекта на напряженно-деформированное состояние.....	118

3.5 Финансовые затраты и экономическая эффективность устранения дефектов зубов с учетом факторов риска и вероятности переломов зубов	141
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	151
ВЫВОДЫ	159
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	161
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	162

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

В практике врача-стоматолога нередко встречаются трещины и переломы зубов [64, 55, 73, 66, 215, 195, 212]. Если нарушение целостности реставраций зубов и протетических конструкций устраняется их заменой, то зубы с трещинами, как правило, удаляются. Исключение составляют переломы в пределах верхней трети корня, при которых возможно восстановление зуба на штифтовых опорах [126, 88, 52, 81, 149, 184, 171].

Причины трещин и переломов зубов изучены фрагментарно. Известно негативное влияние на прочность зубов их девитализации, анатомического строения, окклюзионных супраконтактов, функциональной перегрузки [115, 21, 79, 69, 111, 2, 142, 150, 152, 159, 172, 164, 198]. Так, Макеева И.М. с соавторами отмечает: «В диагностике вертикальной трещины корня определенное место имеют факторы перегрузки и протезирования» [73]. Однако, комплексного экспериментально-клинического сравнения влияния разных биомеханических факторов на снижение устойчивости зубов к трещинам и переломам ранее не проводилось: топографии зуба, девитализации, величины полости в зубе, наличия штифтовых конструкций, резорбции пришеечной или периапикальной костной ткани, использования зуба под опору мостовидного или съемного протеза.

Ряд исследований отражают значения физико-механических параметров дентина и эмали зубов разных функциональных групп, приводятся значения пределов их прочности [70, 84, 85].

Относительно механизма разрушения зуба (переломов, трещин) недостаточно использованы возможности анализа напряжений с помощью математического моделирования, который показал высокую информативность при изучении периимплантатной костной ткани [65, 99 26, 107, 137, 14, 162, 165, 217, 167].

Не подвергались анализу экономические аспекты биомеханических факторов риска переломов и трещин зубов [60, 58, 56, 141, 145].

Степень разработанности темы исследования

Новейшие исследования в области математического моделирования напряжений в твердых тканях зуба касались биомеханического сравнения композитных реставраций и керамических коронковых вкладок, штифтовых конструкций при полном разрушении коронковой части зуба [190, 217, 228]. В костных тканях близкие по методике математические исследования проводились в имплантологии [11, 36].

Статистические данные по частоте выявления переломов и трещин ограничены.

Экономические исследования Заславского Р.С. выявили значимость биомеханических факторов для экономии затрат на примере имплантологии [23,48,49].

Перечисленные аспекты трещин и переломов зубов – статистические, экспериментальные, экономические – с учетом комплекса биомеханических клинических факторов ранее не изучались.

Цель и задачи исследования

Цель: прогнозирование переломов и трещин зубов с учетом математического моделирования функциональных напряжений эмали и дентина в разных биомеханических условиях.

Задачи:

1. Проанализировать в клинике терапевтической стоматологии частоту выявления переломов и трещин зубов.

2. Сопоставить методом трехмерного математического моделирования показатели напряженно-деформированного состояния твердых тканей зубов и альвеолярной лунки в адекватных и негативных биомеханических условиях нагрузки.

3. Изучить особенности напряжений при нагрузке реставраций и штифтовых конструкций при замещении дефектов твердых тканей зубов.

4. Сопоставить в клинике и путем анкетирования выявляемость переломов и трещин зубов с биомеханическими факторами их нагрузки.

5. Рассчитать экономические затраты при устранении дефектов зуба с учетом факторов биомеханического риска и прогноза появления трещин и фрактур.

Научная новизна

Впервые проведен анализ частоты выявления и биомеханических факторов риска трещин и переломов зубов по результатам анкетирования врачей-стоматологов и по структуре обращаемости за стоматологической помощью. Выявлены основные биомеханические причины и степень их влияния на частоту развития трещин и переломов зубов.

Впервые по данным сравнительного математического моделирования показано негативное влияние девитализации зуба на величину и картину распределения напряжений в его твердых тканях и окружающей костной лунке. Рассчитана степень увеличения функциональных напряжений в эмали, дентине, кортикальной и губчатой костной ткани в неадекватных биомеханических условиях.

Установлены факторы биомеханического риска развития предельных напряжений в тканях зуба.

Рассчитана степень увеличения затрат при замещении дефектов твердых тканей зубов в зависимости от глубины их разрушения, а также с учетом

пятилетнего прогноза трещин и переломов на фоне биомеханических факторов риска.

Теоретическая и практическая значимость работы

По данным клиники и опроса врачей-стоматологов установлена этиологическая значимость для трещин и переломов зубов основных биомеханических факторов: девитализации зубов, повышенной и боковой функциональной нагрузки зубов вследствие дефектов зубного ряда, реставрации более 50% окклюзионной поверхности, истончения стенок корневого канала вследствие эндодонтического лечения. Представлена структура локализаций трещин и переломов зубов, сроки выявления и значение лучевых методов диагностики.

В трехмерной математической модели описаны картины и величины функциональных напряжений в твердых тканях интактного и девитализированного зуба и в альвеолярной лунке в таких биомеханических условиях как полость в зубе, композитная или керамическая реставрация стирание эмали, окклюзионный супраконттакт; резорбция межзубных перегородок, периапикальная деструкция или резекция апикальной части корня; штифтовые конструкции при отсутствии коронковой части зуба.

Зарегистрированы локальные напряжения до предела прочности в эмали зуба с интактной пульпой: при повышенном стирании, окклюзионном супраконттакте, наличии пришеечной полости, а также в обширной полости и реставрации на окклюзионной поверхности при наклонной нагрузке. Выявлены предельные напряжения в корне девитализированного зуба при наклонной нагрузке, в том числе при наличии штифтовых конструкций.

Показана экономическая целесообразность раннего лечения зуба при появлении дефектов твердых тканей и степень увеличения расходов на

восстановление твердых тканей зуба в зависимости от развития негативных биомеханических факторов.

Методология и методы исследования

В работе проведен анализ обращаемости к врачам-стоматологам терапевтам и хирургам с целью изучения статистических данных и мнения врачей по поводу частоты определения переломов и трещин зубов и их причин.

С помощью математического моделирования зубоальвеолярного сегмента проведен трехмерный анализ функциональных напряжений в эмали, дентине и костной ткани при приложении осевой и смещенной нагрузке. Моделирование расширено за счет изменения биомеханических условий нагрузки, в частности, при появлении полости на окклюзионной или пришеечной поверхностях, при их устранении композитом или керамикой, при девитализировании зуба, при появлении периапикальной костной деструкции, при необходимости использования штифтовых конструкций.

Обоснованна вероятность в интервале 5 лет появления трещин и переломов зубов на фоне неблагоприятных биомеханических условий нагрузки. Рассчитаны соответствующие финансовые затраты при восстановлении зуба в сравнении с своевременным лечением среднего кариеса.

Статистический анализ включал критерий Стьюдента и уровень достоверности различий $p < 0,05$.

Положения, выносимые на защиту

1. Трещины и переломы выявляются у 10% зубов с показаниями к лечению или удалению, чаще у премоляров на верхней челюсти, продольной топографии; 16% трещин диагностируется только с применением компьютерной томографии. Основными биомеханическими факторами, обуславливающими трещины и переломы зубов, являются: девитализация зубов, перегрузка из-за

незамещенных дефектов зубных рядов, наличие полости или композитной реставрации более 50% окклюзионной поверхности, срок с момента девитализации и реставрации более 5 лет. Вероятность появления трещин и переломов зубов в зависимости от разных биомеханических условий функционирования зуба колеблется от 7,8% до 52,9%.

2. По результатам трехмерного математического моделирования неблагоприятные биомеханические условия нагрузки увеличивают в 1,5 – 4,0 раз функциональные напряжения в тканях зуба и альвеолярной лунке в зависимости от направления нагрузки и механических свойств тканей. Превышение предела прочности возможно в эмали при повышенном стирании, окклюзионном супраконтакте, наличии обширной полости и реставрации; в дентине корня – при девитализации зуба и наличии штифтовых опор искусственных коронок.

3. Биомеханические факторы риска трещин и переломов зубов по данным пятилетнего прогноза увеличивают затраты на замещение дефекта твердых тканей или удаленного зуба от двух до тринадцати раз в сравнении со своевременным лечением среднего кариеса.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Содержание диссертации соответствует паспорту научной специальности 3.1.7. Стоматология, пункту 1 – «Изучение этиологии, патогенеза, эпидемиологии, методов профилактики, диагностики и лечения поражений твердых тканей зубов (кариес и др.), их осложнений» и пункту 8 – «Экспериментальные исследования по изучению этиологии, патогенеза, лечения и профилактики основных стоматологических заболеваний» направлений исследований.

Степень достоверности и апробация результатов

На основании принципов доказательной медицины в диссертации представлены результаты анкетирования достаточного числа врачей-стоматологов,

статистический анализ причин обращаемости за стоматологической помощью в ведомственном специализированном центре. Достоверность проведенного исследования базируется на высоком уровне математического моделирования функциональных напряжений в биологических объектах. Экономические расчеты соответствуют специализированным рекомендациям при определении затрат на оказание медицинской помощи. Использованы адекватные методы статистической обработки.

Материалы исследования доложены на VI Международной конференции молодых ученых-стоматологов ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского «Ученики-учителям» (Москва, 2025), Международном научно-практическом форуме молодых учёных и специалистов «Ильинские чтения 2025» (Москва, 2025), VI Научно-практической конференции и межвузовской студенческой олимпиаде МБУ ИНО ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России «Научный авангард» (Москва, 2024), VII Научно-практической конференции и межвузовской студенческой олимпиаде МБУ ИНО ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России «Научный авангард» (Москва, 2025), Научно-практической конференции стоматологов ФМБА России «Актуальные вопросы профилактики и лечения заболеваний полости рта» (Москва, 2024, 2025), Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Здоровое долголетие и персонализированная медицина» (Казань, 2025).

Апробация диссертационной работы проведена на расширенном заседании кафедры стоматологии МБУ ИНО ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России (28.03.2026, протокол № 3).

Внедрение результатов в исследования и практику

Результаты исследования внедрены в практику работы ФГБУЗ «Клинический центр стоматологии» ФМБА России (Москва), ФБУЗ «Приволжский окружной медицинский центр» ФМБА России (Нижний Новгород),

в учебный процесс на кафедре стоматологии Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, кафедре клинической стоматологии и имплантологии Академии постдипломного образования ФГБУ ФНКЦ ФМБА России.

Личный вклад автора

Автор лично проанализировала литературные источники по теме диссертации, а также статистический годовой отчет ведомственного специализированного центра; разработала анкету и провела целевой опрос 52 врачей-стоматологов.

При участии автора разработаны 18 трехмерных математических моделей зубоальвеолярного сегмента в разных условиях функционирования с последующим анализом распределения и величин максимальных напряжений, а также дан пятилетний прогноз появления трещин и переломов зубов на фоне осложненных биомеханических условий с последующим расчетом затрат на восстановление зуба в сравнении с своевременным лечением среднего кариеса.

Материалы исследования подвергнуты автором статистической обработке.

Публикации по теме диссертации

Опубликовано 17 печатных работ, в том числе 7 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; 7 публикаций в сборниках материалов международных и всероссийских научных конференций; 1 свидетельство о государственной регистрации базы данных; 2 учебных пособия.

Структура и объем диссертации

Диссертация изложена на 199 листах; состоит из введения, обзора литературы, результатов собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка литературы. Диссертация иллюстрирована 66 рисунками и 9 таблицами. Список литературы включает 230 источников, из которых 152 отечественных и 78 зарубежных.

ГЛАВА 1. ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР

1.1 Клинические аспекты биомеханики зубочелюстной системы

Биомеханические исследования естественным образом в первую очередь касались биомеханики отдельного зуба.

Влияние биомеханических условий на состояние зубочелюстной системы сопрягается с нарушением целостности твердых тканей зубов кариозной и некариозной природы, которые могут вызывать трещины и переломы эмали и дентина [19, 29, 51, 53, 104, 108, 133, 135, 139].

По данным Макеевой И.М. и Аджиевой Э.К. вертикальные трещины эндодонтически леченых зубов встречаются в 10-30% случаев удаленных эндодонтически леченных зубов [175, 3]. Проведя анкетирование врачей стоматологов-хирургов, авторы установили трудности диагностики трещин зубов, например, из 34,5% таких зубов 19% выявлены методом прицельной рентгенографии, 9% – при отслаивании лоскута и 5,9% – только по КЛКТ. Выявлена триада клинических признаков трещин: девитализированный зуб, узкий пародонтальный карман, высокий свищевой ход. Ширина трещин варьировала от 50 до 200 мкм (чаще от 100 до 140 мкм).

Семенников В.И. с соавторами сообщает о выявляемости продольных короно-радикулярных переломов зубов от 3 до 15% от всех травм зубов с причинами: нерациональная реставрация (40,5%), функциональная перегрузка (37,7%), травма твердой пищей (21,8%) [66]. Авторы показали десятилетнюю выживаемость таких зубов, сохраненных путем шинирования отломков и пломбирования зуба (82,9%).

Клинические аспекты биомеханики в стоматологии наглядно проявляются при анализе отдаленных результатов замещения дефектов зубов материалами из композита или из керамики, имеющими различающиеся физико-механические свойства, а также замещения разрушенной коронки разными конструкциями.

Обширное исследование Янушевича О.О. с соавторами высвечивает ряд недостатков лечения и протезирования, связанных с биомеханическими причинами [145]. За десятилетний период в структуре исковых жалоб по терапевтической стоматологии некачественная постановка пломбы (сколы, выпадения) составляли 12,6%, по ортопедической стоматологии некачественное изготовление корневых вкладок – 5,8%, удаление опорных зубов – 41,4%.

Вкладки и пломбы, как показали ранее проведенные исследования, изменяют напряженно-деформированное состояние зуба, его сопротивляемость перегрузке и трещинам.

Именно биомеханические закономерности зубочелюстной системы, а именно, необходимость сохранения индивидуального межальвеолярного расстояния для адекватной биомеханики височной-нижнечелюстного сустава обуславливают внимание к керамическим коронковым вкладкам, как альтернативе композитным пломбировочным материалам, до сих пор имеющих существенный недостаток – быстрая стираемость. Так, Жаров А.В. При восстановлении зубов, пораженных множественным кариесом, показал преимущества керамических вкладок в отдаленные сроки не только с позиций их целостности и эстетичности, но, главное, с позиций биомеханической целесообразности [43]. По данным клинической части коронковые вкладки из керамики способны профилактировать окклюзионной-артикуляционные нарушения и даже дисфункцию жевательного аппарата, в то время как композитные пломбы сопровождаются по данным гамбургского тестирования дисфункцией височной-нижнечелюстного сустава у 10,0% пациентов, а риском дисфункции – у 18,1%. По результатам электромиографии искажение симметрии биоэлектрических показателей мышц выявлялось у 16,7% при наличии пломб и в два раза реже при наличии вкладок. Замечено, что наличие интактных антагонистов сдерживает развитие дисфункции жевательного аппарата на 60,4%, а ее риска – на 25,4%. В исследовании Жарова А.В. Данные T-Scan выявляли супраконтакты у 85,7% пациентов с пломбами, несимметричность окклюзионной баланса – у 34,3%, смещение вектора средней

линии – у 57,3% (у носителей керамических вкладок – 7,1%); скорость установления множественного контакта при наличии вкладок в два раза больше, чем при наличии пломб (соответственно 0,27сек и 0,55сек). При таких биомеханических недостатках треть пломб из композитного материала реально применяются за пределами показаний, то есть при разрушении более половины окклюзионной поверхности, хотя 73,9% врачей-стоматологов высоко оценивая свое качество, не осознают биомеханических недостатков композитных пломб в отдаленные сроки. Автор делает разумные рекомендации для обучения врачей-стоматологов терапевтов и общей практики, в части освоения методов определения межальвеолярной высоты состояния окклюзии и мышц; клинико-лабораторных этапов изготовления коронковых керамических вкладок.

Опыт многолетнего стоматологического обслуживания работников атомной промышленности с опасными условиями труда обусловил исследование Олесова Е.Е., направленного на обоснование керамических вкладок у работников с гипертонусом мышц для профилактики нарушений височно-нижнечелюстного сустава [89]. С помощью клинико-функциональных показателей в течение двух лет автор сравнивал результаты использования керамических вкладок или композитных пломб у работников вредных производств (74 вкладки и 243 пломбы). За два года откол реставрационного материала зафиксирован только у 9,2% пломб, признаки нарушения краевого прилегания наблюдались у половины пломб и только у пятой части керамических вкладок, к сожалению, 80% пломб имели признаки стирания в отличие от керамических вкладок, у 16,7% пломб отсутствовал апроксимальный контакт с рядом расположенным зубом (этот дефект выявлялся у вкладок в два раза реже), гингивит у реставрации был у 20% пломб и в три раза реже – у вкладок, почти половина пломб теряла свой первоначальный цвет тогда как этот недостаток не был характерным для вкладок. Сделан вывод о прямой целесообразности замещения дефекта зуба у работников стрессогенных производств керамическими вкладками из соображения отсутствия стираемости и по другим преимуществам (обязательно при ИРОПЗ более 50%). В этом

исследовании также показано улучшение функциональных показателей при использовании керамических вкладок, а именно, укорочение длительности жевания и числа жевательных движений, снижение нарушений окклюзионных взаимоотношений, нормализация тонуса жевательных мышц.

В процессе разработки нанокомпозитного пломбировочного материала Гималетдинова А.М. сравнила прямые и не прямые реставрации в зубах, а также изучила важность площади окклюзионных контактов при лечении повышенного стирания зубов [30]. К сожалению, лабораторные реставрации при лечении повышенного стирания зубов применяют только 6,4% врачей, около 90% реставраций в этой клинической ситуации являются прямыми композитными пломбами. При этом по данным цифровой окклюзиометрии сохранение достигнутой площади окклюзионных контактов при использовании улучшенного композита было лучше в сравнении с обычными композитами, но не достигало показателей при использовании керамических реставраций: стираемость зубов через два года приводила к увеличению суммарной окклюзионной площади до 277 мм² от исходной 272 мм², а у улучшенного композита – до 306 мм² от 263 мм².

Филиппова З.А. обнаружила прямую корреляционную связь между долговечностью реставраций при кариесе и воспалением в пародонте: компоненты биосистемы «перио-кариес» взаимодействуют реактивно – долговечность реставраций на 10% больше при отсутствии заболеваний пародонта [134]. Автор рекомендует зубную пасту с лактатом алюминия для лиц с непрямыми реставрациями зубов.

Анализируя факторы риска вертикальных расколов зубов с отсутствующей пульпой Haupt F. с соавторами, не обнаружили по данным метаанализа статей какой-либо зависимости частоты расколов от пола, типа зубов, их расположения, наличия штифтов, не прямой реставрации и апикального расширения корня [195]. В то же время зафиксирована зависимость трещин от глубины зондирования, то есть степени резорбции костной ткани и количества опорной костной ткани, поскольку найдена связь расколов корня и свищевых ходов в его области.

Оригинальное исследование, проведенное методом раман-флуорисцентных измерений на аппарате «ИнСпектрМ» Александровым М.Т. с соавторами среди 80 пациентов с интактными зубами, а также пораженными кариесом и с некариозными дефектами (клиновидный дефект, патологическая стираемость) показало зависимость минеральной плотности зубов от биомеханических факторов, в частности, стираемости [4]. Выявлено статистически значимое снижение минерализации твёрдых тканей зуба.

Биомеханическое преимущество короноковых вкладок ввиду большей механической прочности и прецизионности к стенкам полости клинически показали Азизов А.Н. с соавторами на примере 68 пациентов и в сравнении с композитной традиционной реставрацией моляров после эндодонтии [27]. Через 10 минут после восстановления параметры краевой проницаемости были одинаковы для всех пациентов (через год нарушение было только у одной пломбы), при электростометрии проницаемость не более 1 мкА. За год показатель проницаемости пломб ухудшился до 45%, а керамических вкладок – до 95%.

Как в клинике, так и в экспериментальных исследованиях, штифтовые конструкции, являясь последней возможностью сохранения оставшегося корня зуба, часто перегружают стенки корня и вызывают его переломы.

По данным обширного исследования Шарипова Х.С. опорных зубов несъемных протезов (1073 зубов) обнаружено предшествующее депульпирование 97,1% [142]. При этом 45,8% obturаций каналов были неудовлетворительны: для первого и второго моляров верхней и нижней челюстей составила соответственно 55,3%, 44,7% и 53,0%, 47,0%; для первых премоляров нижней челюсти 41% (вторых премоляров – 25,4%); верхние и нижние резцы – 21,8% и 22,1%. Недостаточное качество obturации в 18,6% объясняются С-образными каналами (на примере первых премоляров нижней челюсти) [152].

По данным Крихели Н.И. с соавторами на основании научных публикаций в базе данных Pubmed в половине случаев разрушения коронковой части зубов применяется клиническая реставрация коронки, в 15% применяются

стекловолоконные штифты, в 30% случаев – металлические дентальные штифты, с той же частотой – литые штифтовые вкладки [126]. По данным базы Elibrary в 75% случаев разрушения коронки применяются металлические штифтовые вкладки, в 15% – клиническая реставрация коронки и примерно по 5% стекловолоконные и металлические эндоканальные штифты.

Материалы с разными физико-механическими свойствами применял в виде штифтовых вкладок Тихонов А.И. [129]. По опыту города Тулы для опоры коронок и мостовидных протезов в 85,9% случаев в зубах производится девитализирование или они уже были девитализированы ранее; в свою очередь в половине девитализированных зубов производятся штифтовые вкладки ввиду разрушенности коронки. Подавляющее большинство штифтовых опор – литые металлические. Ввиду эстетических преимуществ цельно керамических искусственных коронок автор обосновал применение керамических фрезерованных штифтовых вкладок для их опоры. В собственном опыте на протяжении трёх лет Тихонов А.И. не увидел разницы от применения керамических или литых штифтовых вкладок (единичные наблюдения расколов корня или коронок, развитие гингивита у 7% коронок). Отмечена разница: для литых вкладок отмечалось потемнение по краю коронки, для керамических – расцементировка коронок.

Этой же теме – замещению отсутствующей коронки зуба – посвятил свою работу Матросов В.В. [78]. По его данным, нуждаемость в указанном виде протезирования в Самаре составила 3,8%, а осложнения при замещении коронками на культовых штифтовых вкладках – 10,1%. Предложенные новые штифтовые устройства (на основании прямых прочностных исследований и математических расчетов) снизили процент осложнений до 2,7%, число посещений на треть и, соответственно, финансовые затраты на 21,2%.

Устанавливая отношения клинической перегрузки зубов и наличия незамещенных дефектов в зубном ряду, а также присутствия депульпированных

зубов под мостовидными протезами, Абдулаев Б.А. нашел связь между тяжестью эндодонтопародонтальных поражений и фактом перегрузки леченых зубов [1]

По данным Эртувханов М.З. с соавторами в клинике редко встречается адекватное качество штифтовых вкладок [149]. Опираясь на данные рентгенологического анализа, авторы обнаружили, что по длине необходимое соответствие наблюдалось у 47,5% вкладок, по качеству пломбирования каналов у 40,0%, по остаточной толщине стенок корня у 36,3%, по соотношению внекорневой и штифтовой частей вкладок у 0%, по сохранению безопасной зоны в области фуркации корней (1 мм) у 36,3%.

Востребованность на практике штифтовых конструкций проанализировали в Санкт-Петербурге Соколов Н.А. с соавторами за три года в одной из поликлиник [114]. Несмотря на более значительную распространенность штифтовых вкладок в практике врачей-стоматологов, авторы пропагандируют стекловолоконные штифты в связи с более щадящим подходом при формировании корневого канала, а также в связи с сокращением посещений пациентом. В дальнейшем Соколов Н.А. с соавторами показали эффективность стекловолоконных штифтов путем сканирующей электронной микроскопии удаленных зубов после экспериментального пломбирования стекловолокном. Сделан вывод о стекловолоконных штифтах как эффективном и безопасном методе, однако не лишенном недостатков из-за переломов штифта ввиду несоответствия с формой корневого канала.

В клиническом плане резко возрос интерес к биомеханике с внедрением в практику дентальной имплантологии. Это обусловлено уязвимым положением периимплантатной костной ткани из-за отсутствия периодонта.

Бронштейн Д.А., изучая несъемные протезы на имплантатах, установленных во фронтальном отделе верхней или нижней челюстей при полном отсутствии зубов, установил зависимость долгосрочности эксплуатации протезов от количества имплантатов и от их установки относительно альвеолярного гребня (с наклоном или без такового) [17]. В частности, меньше удаляются опорные

имплантаты из-за периимплантита, если их число пять-шесть. Больше всего осложнений при реализации технологий «Все на четырех» из-за угловой установки крайних имплантатов.

Анализируя потребность в повторном протезировании на имплантатах через 20 лет после их установки, Иванов А.С. выявил много биомеханических условий снижения эффективности протезирования протезирования на имплантатах [26]. В частности, на фоне отсутствия систематической профессиональной гигиены и окклюзионной коррекции сохраняют свою эффективность через 20 лет 37% имплантатов. Лучше всего показали себя одиночные коронки на имплантатах, хуже всего – мостовидные протезы с опорой на зубы и имплантаты; при полном отсутствии зубов лучше всех – несъемные протезы на шести имплантатах. Автор установил средний срок функционирования разных конструкций протезов на имплантатах: при частичном отсутствии зубов – 15-20 лет, при полном отсутствии зубов несъемные протезы – 5-10 лет в зависимости от числа имплантатов, съемные протезы – 5 лет.

Разрабатывая тему применения в качестве имплантатов титан-ниобиевых сплавов с эффектом сверхупругого поведения в замены титана, не имеющего этого свойства, Узунян Н.А. утверждала по данным клиники, что 40% осложнений дентальной имплантации имеют причиной перегрузку костной ткани из-за биомеханических недостатков протезных конструкций на имплантатах и из-за жесткости титана имплантатов. [131].

Сравнивая биомеханические особенности и биосовместимость титановых и мало применяемых до настоящего времени керамических имплантатов, Шумаков Ф.Г. Устанавливал в адекватных клинических условиях керамические неразборные имплантаты, которые достигали остеоинтеграции с демонстрацией переотестометрии в течение четырех месяцев от -3,6 до -5,8 единиц с отсутствием каких-либо осложнений. [143].

Целенаправленный анализ влияния целого ряда биомеханических факторов на состояние костной ткани провел Заславский Р.С. в области дентальной

имплантологии [49]. Проанализировав десятилетнюю выживаемость внутрикостных имплантатов, удерживающих коронки или мостовидные протезы, автор четко показал отрицательное влияние неадекватных биомеханических условий установки или нагрузки имплантатов по показателю резорбции периимплантатной костной ткани с последующим присоединением хронического воспаления в десне. Так, неизменный уровень периимплантатной кости встречался через 10 лет только у десятой части имплантатов, если не было остеопластики, имплантаты были недостаточной длины и диаметра, окружающая кость была низкой плотности. Выявлялись окклюзионные супраконтакты, устанавливались имплантаты с наклоном. Автор отмечает довольно высокую частоту выявляемости перечисленных неадекватных биомеханических условий в современной имплантологии – разные уязвимые условия установки нагрузки имплантатов встречаются не реже, чем у 15% имплантатов и могут достигать 65%.

Берсанова М.Р. обратилась в своем исследовании к прочности имплантатов и покрывающих несъемных конструкций с биомеханических позиций [11]. По ее сведениям, полученным от анкетирования опытных стоматологов-имплантологов поломки имплантатов или протезов происходят не чаще 4,5%, не ранее 5-летнего срока эксплуатации. В структуре поломок 60% касаются винтов, 20% – коронок, 11% – абатментов, 4% – самих имплантатов. Важна возможность починки протеза или конструкции имплантата почти в 70% поломок путем замены деформированных частей.

Биомеханика имеет большое значение и для клиники съемного протезирования, о чем сообщается в работе Комлева С.С. относительно биомеханики бюгельных протезов [147]. Усовершенствованные телескопические крепления съемных протезов, в том числе при сомнительном прогнозе опорных зубов позволили улучшить результаты протезирования в частности, по данным электромиографии достигалась симметрия тонуса жевательных и височных мышц (в среднем 280 мкВ), по данным окклюзиометрии площадь окклюзионных контактов увеличивалась до 256 мм², при изучении КТ ВНЧС головки нижней

челюсти занимали центральное положение в суставных ямках, по данным опросника качества жизни улучшались до 18,1 баллов.

Биомеханические условия функционирования зубочелюстной системы тесно связаны с обстоятельствами окклюзии и артикуляции индивидуума, состояния мышц челюстно-лицевой области и височно-нижнечелюстного сустава.

Гридина В.О. на примере повышенной стираемости зубов на фоне гипертонуса жевательных мышц показала влияние нейropsychологического статуса и разработала оригинальную капу в сочетании с программой ее биомеханического моделирования (толщины и прочности материала) [31]. Автор показала эффективность разработанной каппы по ближайшим результатам подготовки к окончательному ортопедическому лечению.

Подобную окклюзионную шину такой же клинической ситуации (генерализованная патологическая стираемость зубов II степени при ортогнатическом прикусе) предложил Габдрафиков Р.Р., моделируя ее в цифровом виртуальном артикуляторе и изготавливая по CAD/CAM технологии из полиметилметакрилата [28]. До начала лечения автор зарегистрировал существенные биомеханические нарушения в зубочелюстной системе при изучаемой патологии, а именно, уменьшение высоты коронок зубов на 25-50%, угла SNB на 5%, снижение высоты нижней трети лица, длины суставного ската височно-нижнечелюстного сустава на 30%, разницу угла Беннета с правой и левой стороны (слева меньше на 50%), превышение нормальной биоэлектрической активности мышц челюстно-лицевой области до 35% при физиологическом покое и снижение до 10% при максимальном сжатии зубов. В клинике цифровая окклюзионная шина обеспечивала результат в два раза быстрее в сравнении с традиционной шиной, то есть за 4 месяца вместо 8, в 7 раз реже наблюдались травмы мягких тканей шиной.

Проблема повышенного стирания зубов, его диагностики и лечения, а также роли психоэмоционального статуса в этиологии этого заболевания рассматривалась Брутян Л.А. [18]. При анализе биомеханических показателей

окклюзии и артикуляции автор установила увеличение угла наклона окклюзионной плоскости по саггитали до 12° по сравнению с 8° у лиц с интактными рядами; увеличение площади слабых контактов до 222мм^2 против 100мм^2 в контрольной группе (средних контактов – $6,14\text{мм}^2$ против $1,96\text{мм}^2$, больше справа). Впервые показаны достоверные связи между величиной движения нижней челюсти, расхождения экскурсионных и инкурсионных траекторий, скоростью движения шарнирной оси справа и слева и между амплитудой биопотенциалов жевательных мышц, временем жевания и покоя. Эти сведения получены по данным электроаксиографии и электромиографии. Автор отметила повышенные показатели личностной и ситуативной тревожности у пациентов со стираемостью зубов.

Балахничев Д.Н. при сопоставлении стираемости зубов и особенностей ВНЧС предложил компьютерную программу диагностики и лечения данной категории больных [9]. В ходе исследования автор установил возможность одномоментного увеличения высоты нижней трети лица на 4-11мм с межокклюзионным промежутком 2-3мм (при декомпенсированной стираемости зубов). При компенсированной форме стираемости автор применял известные ортодонтические аппараты для тренировки мышц на новом уровне положения нижней челюсти (функционального покоя). Автор считал лечение качественным при нормализации тонуса мышц в течение двух недель.

Функциональная перегрузка зубов вследствие травматической окклюзии (при частичном отсутствии зубов), как один из биомеханических факторов функционирования зубов и зубных рядов отражена в работе Алексеевой Н.А. относительно влияния на пародонт [5]. Устранение перегрузки зубов путем протезирования приводило к улучшению гигиены рта, снижению пародонтальных показателей через 3 месяца, показателей термографии пародонта (в норме $26,0 - 29,0^\circ\text{C}$), выравниванию гемодинамических показателей функционирующих и не функционирующих групп зубов, нормализации тонуса жевательных мышц, а также кислотно-основного баланса полости рта.

Стрессовые нагрузки и их взаимосвязи со статическими и динамическими показателями окклюзионных взаимоотношений изучил Ле Т.Ч. [69]. Кроме того, автор поставил клинический эксперимент по влиянию на топографию височно-нижнечелюстного сустава локального завышения прикуса (по КЛКТ). Автором выявлена взаимосвязь биомеханики челюстно-лицевой области и организма в целом по зависимости от рабочей руки, стороны жевания, стороны со множественными контактами зубов. Во время стрессовых нагрузок уменьшается до 15% преобладание жевательной мышцы над височной, а нижняя челюсть рефлекторно смещается для стабилизации положения при меньшей силе смыкания. Премоляры являются «дробителями» окклюзионной нагрузки. При стрессовой окклюзии височно-нижнечелюстной сустав защищается появлением третей (окклюзионной) точки опоры, перегруппировкой жевательных мышц, выдвижением нижней челюсти, смещением окклюзионной оси в направлении рабочего сегмента жевания.

Сайпеев К.А. разделяет мнения большинства стоматологов об эффективности керамических реставраций при лечении больных с повышенной стираемостью зубов средней степени [118]. Он показал сохранность 98% реставраций из дисиликата лития за 2 года и улучшение качества жизни в 3,5 раза по критерию «физический дискомфорт». Автор использует алгоритм лечения: консультации невролога и гастроэнтеролога, нейромышечную диагностику, предварительное восстановление окклюзионных контактов и окончательное восстановление вкладками из дисиликата лития.

Патологическое стирание зубов обнаружила Бучнева В.О. с соавторами при обследовании мужчин, самостоятельно занимающихся атлетической гимнастикой [125]. У большинства были: локализованная стираемость, нарушения височно-нижнечелюстных суставов и жевательных мышц, пародонта. При сравнении спортсменов, пользующихся и не пользующихся окклюзионными шинами показано снижение указанных нарушений на фоне пользования шинами.

Биомеханическую связь силы смыкания зубных рядов с состоянием пародонта нашла Богатырева Р.М. с помощью реопародонтографии, электромиографии жевательных мышц, цифровой окклюзиографии (T-scan) [16]. Снижение величины максимальной силы смыкания зубных рядов связано с повышением уровня кровенаполнения тканей пародонта и челюсти, снижением тонуса сосудов пародонта. В свою очередь это приводит к увеличению длительности жевательного цикла. Показатели периотестометрии при пародонтите колеблются от 17-19 у.е. в зависимости от наличия артериальной гипертензии у пациента. Снижение силы смыкания зубов составляет около 12% у лиц с пародонтитом. На фоне снижения биоэлектрической активности мышц при пародонтите отмечено повышение времени жевательного цикла до 50% (орех фундук).

Известная взаимосвязь окклюзионных супраконтактов и заболеваний пародонта подтверждена в разностороннем исследовании Ефимович О.И. [42] В группе больных с генерализованным пародонтитом частота окклюзионных нарушений достигает 98,4%. У многих больных выявлены постуральные нарушения, гипертонус жевательных мышц (а также грудино-ключично-сосцевидной мышцы). Пришлифовывание зубов под контролем T-scan и электромиографии улучшает результаты противовоспалительной терапии и длительность ремиссии. Кроме того, электронейростимуляция с целью миорелаксации облегчает достижение правильных окклюзионных контактов.

Подобную работу на зубах разных возрастных групп, но на фоне дисплазии соединительной ткани провел Коршунов А.С. [67]. Автор достоверно показал нарушения твердых тканей зубов при наличии дисплазии: в микроструктуре минерального компонента эмали, в динамике амелогенеза, что позволило разработать информационно-аналитический комплекс для оценки уровня зрелости эмали на клиническом приеме. Автор утверждает факт редуцирования с возрастом органического матрикса эмали, что важно при оценке прочности зубов.

Важность персонифицированного понимания биомеханики пережевывания пищи подчеркнул в своей работе Патрушев А.С., усовершенствовав известные жевательные пробы с привлечением автоматизированного анализа в виде мобильного приложения [105]. В динамике до и после лечения автор применял конвективную жевательную пробу с использованием поливинилсилоксанового оттискного материала Bisico S1 putty (Bisico) с оценкой результатов двадцати жевательных движений по фотографии пережеванного продукта в слое толщиной 1 мм.

Отрицательные последствия разрушения коронковой части зуба (которая наблюдается и при переломах зубов) отразил в своем обзоре по методам восстановления таких зубов Трунин Д.А. с соавторами [81]. В частности, возникают большие трудности реставрации зубов на штифтовых опорах при низких клинических коронках зубов и наличии у зубов нескольких корней.

Урусов Е.К. и Быков Д.О. подчеркивают диагностические возможности интраоральных сканеров как метода оценки топографии окклюзионных контактов и их величины [132]. Авторами проведено сравнение информативности трех внутриротовых сканеров на пяти пациентах с интактным прикусом (конкретно окклюзия зубов 1.6). На цветных окклюзиограммах в программе Авантис 3D определяли число контактов на указанном зубе (на каждом бугорке и в центральной фиссуре); кроме того, клинические контакты маркировали артикуляционной бумагой (Baush, 200 мкм); производили фотодокументацию. Определена существенная зависимость результатов от методики исследования и интраорального сканера. Среднее число контактов интактного зуба 1.6 варьирует от 3 до 7, а суммарная площадь от 10 до 34 мм². Ввиду разницы в смыкании зубов при повторении измерений авторы рекомендуют проводить исследование контактов на полимерных моделях зубных рядов пациента в артикуляторе.

Оригинальную авторскую мобильную программу диагностики травматической окклюзии Dental Score предложил Анисов Н.В. с соавторами и показал ее перспективность при опросе 400 человек [140]. Последующий

клинический анализ показал среднюю точность самоопределения окклюзионных нарушений по программе Dental Score 71% (53 – 97%) (хуже при диагностике клиновидных дефектов – 60%, точнее при констатации разрушенной коронки зуба – 97%).

Прыгунов К.А. с соавторами провели клиническую апробацию легковоспроизводимого метода индексной оценки окклюзионных контактов в группе из 306 человек [138]. Авторы показали целесообразность внедрения метода в практику ортопедов и ортодонтотв до и после завершенного лечения.

Пользуясь этой методикой Аболмасов Н.Н. с соавторами оценили качество реставраций зубов [115]. Только 14% после лечения не имели травматической окклюзии 76% всех пломб не соответствовали по моделировке окклюзионной поверхности, контактному пункту. Выявлены симптомы травматической окклюзии: фасетки стирания зубов, трещины эмали, клиновидные дефекты, супраконтакты.

1.2 Экспериментальные исследования биомеханики зубочелюстной системы

Биомеханика преследует цель определения величины и напряжений в изучаемых объектах, а также их деформацию и смещения. Эти исследования естественно сопрягаются с показателями прочности материалов объекта при различных величинах и направлениях нагрузки, которые зависят от физико-механических свойств (модуль упругости, коэффициент Пуассона). Такие исследования проводились и в стоматологии.

В связи с этим интересна статья Dorado S. с соавторами, обобщившего 84 сообщений по экспериментальному исследованию механических свойств тканей зуба [178]. В контексте настоящего исследования в этой статье интересны данные Peyton и других, определивших прочность на сжатие дентина 248 МПа у первого и второго коренных зубов; определен модуль упругости дентина 11,51 ГПа; по Peyton

физические свойства дентина зависят от физиологических различий, направленности изменений в структуре зуба, скорости приложения нагрузки, соотношения длины к диаметру исследуемого образца. В соавторстве с Craig Reiton показывает близкие значения: 275-300 МПа у дентина на сжатие и модуль упругости 16,5 – 18,6 ГПа. Указанные зубы испытывались на прочность Watts с соавторами: их данные по дентину – прочность на сжатие 260 МПа, модуль упругости 13,26 ГПа; обнаружена связь модуля упругости и температуры (чем выше температура, тем ниже модуль упругости). В своем исследовании Craig с соавторами сконцентрировал внимание на прочности эмали зуба и определил ее прочность на сжатие у недавно удаленных коренных зубов нижней челюсти $384,5 + 101,9$ МПа и модуль упругости 77,9 ГПа; отмечена схожесть прочности эмали на окклюзионной и боковых поверхностях зуба. Указанное значение прочности эмали (384 МПа) включено в справочник по наноиндентированию с биологическим применением под ред. Oyen M. L. [210].

Егина Д.В. с соавторами измеряла механические свойства (модуль Юнга и твердость индентирования) эмали и дентина после минутной выдержки в лимонной кислоте с концентрацией от 0,5 до 5% [39]. Результаты наноиндентирования выявили снижение модуля Юнга и твердости индентирования для эмали при ее обработке лимонной кислотой (для дентина такой корреляции не обнаружено).

Романов М.М. с соавторами проводил прямые разрушающие нагрузки на штифтовые конструкции, изготовленные из разных материалов и установил усилия для их разрушения: конструкций из стекловолокна – 184 МПа, из титановых штифтов – 410 МПа, из хром-кобальта с облицовкой ЕМАХ – 1432 МПа, из керамики ЕМАХ – 222 МПа, из диоксида циркония – 548 МПа, из никель-хрома 1451 МПа, из кобальт-хрома – 1149 МПа, из никелида титана 1528 МПа. [52] По итогам наименее прочными считаются конструкции на стандартных штифтах и светополимерных материалов, а также из прессованной керамики; затем идут вкладки из циркониевого материала; самыми прочными признаны вкладки из хром-никеля, хром-кобальта, никелида титана.

Подобные исследования проводил Эртувханов М.З. в зубах с разными формами корней и с штифтовыми вкладками с разным количеством штифтов [149]. Для разрушений зубов найдена закономерность: чем больше штифтов, тем больше сколов.

В связи с пониманием закономерности наименьшей прочности материалов и тканей на разрыв Майоров Е.Е. провел сравнение пяти композитных материалов именно по пределу прочности на разрыв с использованием разрывной машины [111]. Пломбировочный низко модульный текучий композит показал лучшие результаты в сравнении с пастообразным, также для объемных полостей с механических позиций показан упрочненный flow-композит.

Экспериментальные исследования демонстрируют исключительную изменчивость физико-механических свойств зубов и костной ткани, отраженную во многих исследованиях [85]. Такое положение объясняется авторами как результат индивидуальной минеральной насыщенности тканей, индивидуальными особенностями их структуры, а также сложностями при измерении прочности отдельных слоев (в частности эмали) при растяжении. Именно при растяжении пределы прочности всех тканей значительно ниже в сравнении с прочностью на сжатие. Так, например, пределы прочности эмали по данным разных авторов варьируют от 8 до 40,1 МПа при растяжении, дентина – от 17 до 105 МПа, кортикальной кости – от 45 до 150 МПа, губчатой кости – от 2 до 20 МПа [44, 45, 46, 43, 84, 85, 26]. Относительно изменения свойств зуба, в частности, дентина при девитализировании зуба (30 МПа) имеются только две публикации [129, 207]. То же разнообразие физико-механических свойств касается реставрационных и протетических материалов в стоматологии.

В процессе обоснования способа реставрации с использованием композитной ленты для армирования Воробьева Ю.Б. с соавторами нагружали реставрированные зубы (моляры, полость I класс по Блеку) до трещины [79]. При использовании армирующей ленты сила разрушения при сжатии увеличилась на 99% (если толщина стенок полости была менее 3 мм и два слоя ленты); на 65%

(лента в один слой). При использовании ленты в один слой максимальное напряжение увеличилось на 23%, в два слоя – на 74%; максимальная деформация соответственно на 13% и 212%; модуль упругости – на 19% и 47%. При толщине стенок более 3 мм с учетом армирования максимальная сила сжатия увеличилась на 30%, напряжение – на 26%, деформация – на 39%, модуль упругости – на 8%. В общем случае (без армирования, толщина стенок менее 3 мм) максимальная сила сжатия до разрушения была 600 Н, максимальное напряжение – $8,7 \text{ Н/м}^2$, максимальная деформация – 11% модуль упругости – 54 Н/м^2 . С увеличением толщины стенок указанные характеристики увеличивались, например, разрушение наступало при силе 900 Н.

В исследовании Мурадова М.А. с соавторами 54% врачей цементировали винир под давлением до 1 килограмма, 27% – до 2, 19% – более 2 [50]. Большинство (80%) использовали большой палец (с силой 1,4 кг); при использовании указательного пальца сила была меньше (0,8 кг).

В ходе обоснования отечественного адгезива для брекетов 5 поколения Компофикс (орто) Тутуров Н.С. с соавторами измеряли прочность адгезионного соединения (сдвиг по ГОСТ) [124]. Адгезив выдерживал на сдвиг 13,5 МПа, с индексом адгезивных остатков на поверхности брекета 23%. Полученные данные соответствуют другим адгезивам.

Саркисов Д.С. с соавторами установили, что стерилизация композитов для 3D-печати увеличивает модуль упругости всех материалов [120]. Только один материал обладает достаточной трещиностойкостью до и после стерилизации, а также хорошей прочностью на изгиб. В других случаях появляются трещины вдоль оси канавки шаблона.

Оригинальным методом акустической микроскопии Ненашева Е.А. с соавторами изучала такие биомеханические свойства керамик из диоксида циркония, как упругость и внутренняя микроструктура [103].

Биомеханику зуба в части его амортизирующих функций изучали Саносян Г.В. с соавторами с помощью прибора «Периосенсомер» [123]. Авторы высоко

оценивают возможности прибора по анализу функциональных особенностей пародонта и его изменений при протезировании.

Хорольский Е.В. с соавторами при оценке биомеханических фундаментальных основ вариативной анатомии для совершенствования алгоритмов моделирования зубов провели сканирование интактных нижних моляров и измерили площадь коронковой и окклюзионной поверхностей [6]. Рассчитаны индекс рельефности зуба и бугорков зуба, показана соразмерность индекса рельефности зубов и бугорков в пределах коронковой части.

Лапушко В.Ю. с соавторами представили теоретические исследования с опорой на математические закономерности, анализируя устойчивость коронки от опрокидывания с абатмента разного размера и наклона стенок [77].

Упрочнению композитного реставрационного материала и его адгезии с дентином посвятил лабораторные исследования Гущин А.А. [33]. Термо-вибрационное воздействие перед полимеризацией композита увеличивает его прочность на изгиб от 20 до 50% в зависимости от вида композита, а также увеличивает силу связей внутри композита от 17 до 22% и улучшает качество краевого прилегания композита к зубу (в четыре раза) по данным растровой электронной микроскопии. В исследовании прочность композита достигала 118 МПа.

Зубы, восстановленные непрямыми реставрациями, Енина Ю.И. подвергала одноосному сжатию и показала достоверные преимущества не прямой реставрации [40]. Соединения не прямой реставрации с зубом превышали в 100 раз максимальную жевательную нагрузку.

Керамические вкладки большого объема, занимающие пульповую камеру зубов после эндодонтического лечения (так называемые эндокоронки), подвергались механической нагрузке на сжатие. [112]. Лучше всех из-за выраженной деформации (4%) до разрушения показала гибридная керамика. В то же время прочность литийдисиликатной керамики (3,3 кН) была больше.

Прочность, как фактор восприятия нагрузок изучен Сахабиевой Д.А. относительно коронок из отечественной керамики (диоксид циркония) при ускоренных режимах их обжига [121]. Скоростной обжиг отечественного диоксида циркония «Ziceram T» обеспечивает прочность более 500 МПа при стандартном нормативе 300 МПа. Разработанный автором режим скоростного обжига «Ziceram T» при трехточечном изгибе дает прочность 657 МПа.

Апресян С.В. с соавторами оценивали физико-механические свойства конструкционного материала для эпитезов лица методом объемной печати. [113] Автор предложил и обосновал новый состав композиционного материала.

Морфофункциональные особенности эмали, взаимосвязанные с биомеханикой эмали изучил Легких А.Н. у лиц с ранними проявлениями стираемости зубов. [71]. Обнаружена связь ухудшения микротвердости и люминесценции эмали от морфологии очага стираемости: неоднородная микропористая деструкция эмали, изменение химического состава, структуры кристаллов гидроксиапатита, соотношения минерал-органической матрицы. Исходя из полученных данных предложено реминерализующее средство на основе силативита и нанофторгидроксиапатита.

Дарсигова З.Т. подтвердила изменения состава эмали в очагах эрозии и стирания, а именно резкое снижение фосфора при нормальном содержании кальция (индекс Ca/P 3,75 против 2,0 в норме, по данным рентгенфлуоресцентного анализа) [34].

Интересные сведения о биомеханических возможностях твердых тканей зубов представила Ерганова О.И. после ультразвуковой теневой денситометрии зубов показав разницу, в среднем 10%, в скорости прохождения ультразвуковой волны в зубах разных возрастных групп. [41]

Левицкая показала изменение микромеханических характеристик эмали в начале кариозного процесса: пятикратное снижение микротвердости (0,956 ГПа), восьмикратное снижение модуля упругости (10,345 ГПа). [70]. Критическая нагрузка для образования микротрещин в интактной эмали – 9,82 N, для

шеvronных трещин – 18,21 N, для сколов эмали – 15,73 N. Автор считает неизбежным возрастание напряжений в зоне раздела материалов в процессе функционирования зубочелюстной системы.

1.2.1 Методы математического моделирования биомеханических процессов в стоматологии

Базовые физико-механические свойства зубов, костных тканей, конструкционных материалов легли в основу современного метода изучения напряженно-деформированного состояния объектов в стоматологии, основанном на возможностях компьютерного трехмерного математического моделирования. [75, 86, 90, 99, 116, 117, 122, 130, 136]

Имеет теоретическое значение работа Щербакова Л.Н. с соавторами по описанию функциональных напряжений в жевательном блоке боковых верхних и нижних зубов (премоляров и моляров) на основе трехмерной математической модели [14]. Качественное описание модели позволяет сделать вывод о преимуществах напряжений в верхних и нижних молярах и втором верхнем премоляре (разница в 11 и более раз с другими отделами). По величине максимальные напряжения в зубах – 55 МПа, в других отделах – 1,87 – 5,0 МПа. Обращается внимание о наличии концентраций напряжений в пришеечной зоне моляров (на медиальных поверхностях, а также вдоль корней всех зубов, особенно в премолярах и нижнем втором моляре).

М. Gupta с соавторами провели современное исследование по напряженно-деформированному состоянию центральных резцов верхней челюсти с разной толщиной периодонта (0,15 или 0,24 мм) и высотой альвеолярной кости [176]. Установлены максимальные напряжения в альвеолярной кости при их передвижении: $9,0421 \times 10^{-3}$ N/mm², для связки 0,15 мм и $7,3535 \times 10^{-3}$ N/mm² для связки 0,24 мм. Авторы использовали следующие свойства тканей: эмаль модуль Юнга $8,41 \times 10^4$ и коэффициент Пуассона 0,33; дентин – $1,83 \times 10^4$ и 0,31

соответственно; цемент – $1,5 \times 10^4$ и 0,31; связка – $6,9 \times 10^{-1}$ и 0,45; альвеолярная кость – $1,37 \times 10^4$ и 0,30.

Sender R. и Strait D. анализировали сложность окклюзионной поверхности зуба (бугры и фиссуры) с позиции распределения жевательного напряжения. Зуб имел свойства: эмаль модуль Юнга 80 ГПа, коэффициент Пуассона 0,23; дентин – 13,2 ГПа, 0,31 соответственно [219]. Учитывалась прочность эмали до 44 МПа, но напряжение 24,7 МПа принято, как опасное напряжение. Распределенная нагрузка на всю окклюзионную поверхность не выходит за пределы опасных напряжений в эмали, тогда как нагрузка фиссур приближается к прочности эмали по напряжениям, а нагрузка отдельных бугров до двух раз превышает предел прочности эмали (88 МПа).

Также как в клинике, биомеханическое моделирование показывает усугубление функциональных напряжений в зубе при его разрушении и особенности напряжений в реставрационных материалах.

Описательные результаты трехмерного моделирования напряженно-деформированного состояния интактного зуба (4.5) опубликовала Петрова А.П. с соавторами в сопоставлении с зубом с клиновидным дефектом и с восстановленным зубом [107]. Работа потребовала сочетания двух математических программ (SolidWorks и Power Surfacing с возможностью 3D-скульптинга). В интактном зубе наблюдается равномерное распределение напряжений на вестибулярной поверхности (с некоторым увеличением в пришеечной части); максимальных напряжений не отмечается. Зуб с клиновидным дефектом приводит к увеличению напряжений по углам дефекта; его замещение снижает напряжения в тканях зуба за счет их концентрации по объему пломбы. Авторы опасаются перегрузки пломбировочного материала и разрушения пломбы, особенно большой по площади (поскольку большая глубина менее опасна).

Трехмерное математическое моделирование Жаров А.В. Применил при сравнении биомеханики композитных пломб и керамических вкладок [43]. Замещая полости в боковых зубах типа МОД при вертикальной нагрузке 100Н

математической модели зуба с общеизвестными физико-механическими свойствами тканей и материалов, автор не увидел большой разницы по величине и распределению напряжений в зубе при замещении указанной полости композитной пломбой или вкладкой. При нагрузке 100Н остаётся значительный запас прочности в дентине, композите и керамике, но не большой запас прочности в эмали зуба (соответственно 10,6 раз, 13,5 раз, 12,2 раз и только 12,4% и 9,4% – в эмали).

Олесов Е.Е. изучил биомеханику верхнего трехкорневого моляра [89]. При этом моляр был девитализирован, как это бывает в клинике при больших дефектах коронки зуба. Использована система автоматизированного проектирования (САПР, Франция). При одинаковой нагрузке 10 Н/мм² интенсивность деформации тканей зуба и реставрационного материала более выражена при использовании композитной пломбы (от $8,618 \times 10^{-4}$ до $1,472 \times 10^{-3}$), наибольшая деформация – по пришеечному уступу полости II класса по Блэку, особенно при боковой нагрузке. Деформации от керамической вкладки значительно меньше (от $1,288 \times 10^{-3}$ до $2,174 \times 10^{-3}$), зона максимальных напряжений смещается на окклюзионную поверхность.

Олесов Е.Е. предпринял трехмерное моделирование напряжений альвеолярной лунки при ее резорбции вследствие пародонтита на 1/3 на примере нижнего моляра с нагрузкой 250Н и 150Н соответственно вертикально и горизонтально; показано увеличение интенсивности напряжений в костной ткани на 7,0% и 36,2% [89].

Maravic A. С соавторами с соавторами сопоставила данные 3d-моделирования и прямые испытания на разрушение зубов при их восстановлении композитными реставрациями или эндокоронками, нагрузка 850 N [192]. Автор показала самые высокие напряжения на окклюзионной (вестибулярной) и в пришеечной зонах зуба как при 3d-моделировании, так и при нагрузках до разрушения. Однако, не обнаружено существенных различий при разрушении зубов, замещенных разными способами (предел разрушения – 867 N). При этом отмечены низкие напряжения в дентине и цементе (по-видимому, из-за их физико-

механических свойств и пределов прочности), максимально – при вертикальной нагрузке напряжения в зубе – 50 МПа. В большей части дентина отмечается напряжение в 25 МПа, а у шейки зуба и вдоль канала – до 50 МПа. Автор делает выводы о допустимости любых методов замещения полости в премоляре при аксиальной нагрузке, хотя прямое разрушение показало некоторую предпочтительность эндокоронок.

Sin-Young Kim с соавторами сравнивали методом трехмерного математического моделирования в 8 способов восстановления дефекта зуба: вкладка, накладка и коронка из светоотверждаемого композита, керамики или золота [208]. Авторы отдают предпочтение керамическим вкладкам и накладкам. Максимальные напряжения в реставрациях составляли 45 МПа. Несмотря на более рассредоточенное напряжение при использовании композитных реставраций авторы сделали вывод о преимуществах керамических вкладок и металлокерамических коронок для профилактики разрушения зуба.

D. Weimann с соавторами изучал напряженно-деформированное состояние в молярах с апроксимальными и окклюзионными кариозными полостями замещенной композитным материалом [222]. Под нагрузкой 100 Н в апроксимальной реставрации – напряжения 5 МПа, а в окклюзионной – 12 МПа. Таким образом, полости на окклюзионных поверхностях более нагружены по сравнению с апроксимальными.

Штифтовые конструкции вносят большой риск в повышение напряжений в корнях зубов, хотя являются абсолютно необходимыми для восстановления полностью отсутствующей коронки зуба.

Трехмерное математическое моделирование в исследовании Тихонова А.И. показало, что при сравнении литых и керамических фрезерованных штифтовых вкладок в дентине предел прочности наблюдается уже при нагрузке по режущему краю или небному скату под углом 15°. Зарегистрированы при вертикальной нагрузке максимальные величины в дентине 9,2 МПа, в коронке 103,8 МПа, в

штифтовой вкладке 33,9 МПа; при наклонной нагрузке 45° соответственно 35,0 МПа, 311,5 МПа, 107,4 МПа [129].

По ходу совершенствования штифтовых конструкций Матросов В.В. проанализировал прочность керамического покрытия разработанных им штифтовых устройств: сопротивление на разрушение в этих случаях было больше до 162,5% в сравнении с классической конструкцией. [78]. На основании математического анализа напряженно-деформированного состояния автор показал снижение напряжений в керамическом покрытии на 55,5 – 81,4% и в культе зуба на 75%. Максимальные напряжения в указанном исследовании достигали в зубе 18 – 101 МПа при вертикальной и наклонной нагрузках, в керамике коронки – 42 МПа, в хром-кобальтовой металлической основе – 144 МПа.

А. Vacchi с соавторами провели параллельные исследования по трехмерному математическому моделированию напряжений в зубе и по прямому разрушению зубов, восстановленных композитом на стекловолоконном штифте или восстановленных металлокерамической коронкой на штифтовой вкладке. [194]. При этом часть восстановленных зубов сохраняла пришеечный коронковый дентин (феррул), а другие – нет. При разрушении применялась нагрузка в 100 Н с частотой 4 Гц на протяжении 250000 нагрузочных циклов (соответствует одному году клинического функционирования). Для трехмерного моделирования использовалась программа ANSYS, модель исследовалась под нагрузкой 300 Н. Прочность на излом в разных типах восстановления зуба варьировала от 620,15 Н до 1266,57 Н. По трехмерной модели наиболее нагруженной зоной зуба, восстановленного штифтовой конструкцией, была пришеечная треть корня или средняя треть корня. При указанной нагрузке напряжения в дентине колебались в максимуме от 84 до 101 МПа. Авторы сделали вывод о большей прочности зуба при наличии феррула; оба вида штифта выдерживают функциональные стандартные нагрузки даже в отсутствии феррула. Но при парафункциональных нагрузках возможна перегрузка дентина.

Jafari S. с соавторами сравнивали штифтовые конструкции на основе стекловолокна, литья Ni-Cr, титана и диоксида циркония. Поверх изготавливались монолитные коронки из диоксида циркония, усилие в 100 Н направлялось под углом 135° [221]. В самих штифтах максимальные напряжения были в средней трети, меньше в стекловолокне, чем в циркониевых и металлических. В дентине напряжения были больше у штифта из стекловолокна по сравнению с другими штифтами. Величина напряжений в штифтах доходила до 27,5 МПа, в дентине – до 27,4 МПа, в коронке – до 35 МПа. Авторы утверждают: чем выше коэффициент эластичности, тем меньше нагрузка на корень.

N. Nawar с соавторами изучал влияние использования различных инструментов для прохождения корневых каналов на величину напряжений в пройденных корневых каналах [161]. Сравнивались величины напряжений в интактном зубе, и зубе с каналами, пройденными ProTaper Gold SX, OneFlare и Gates-Glidden. Авторы пришли к выводу, что максимальные напряжения (7,88 МПа) возникают в корнях зубов, которые были подготовлены Gates-Glidden, минимальные же напряжения определяются в интактном зубе и составляют 7,01 МПа.

Нестеров А.М. с соавторами с помощью программы ANSYS изучили напряженно-деформированное состояние трех вариантов замещения отсутствующей коронки зуба: штифтовая культевая вкладка с металлокерамической коронкой, штифтовая вкладка с нанесенной на нее керамикой (с контактом керамики с корнем зуба и без контакта) [88]. Одинаковая нагрузка 150 Н прикладывалась с конструкции вертикально и под углом 45° . Авторы показали большую вероятность разрушения корня зуба при наличии металлокерамической коронки на штифтовой вкладке. Облицованные керамикой штифтовые зубы приводили к меньшим напряжениям в корне зуба, но к высокой вероятности отколов керамической облицовки. Металлический уступ под облицовкой защищал керамику от сколов, но повышал напряжения в корне зуба.

Также полное отсутствие коронковой части зуба математически анализировал Романов М.М. с соавторами, восстанавливая зуб на фоне декомпенсированной патологической стираемости [102] Проведён сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния челюсти с тремя вариантами супраструктур: отдельные одиночные с фиксацией на корень зуба, а также объединенные в функциональные сегменты (премолярно-молярные, от клыка до клыка) или объединенные в единый блок в виде «подковы». Нагрузка варьировала от 70 Н на резцы до 370 Н на моляры (на клыки 170 Н, на премоляры 220 Н). Для математических расчетов взяты пределы прочности материалов: дентина – 17 МПа, кортикальной кости – 45 МПа, титана – 345 МПа, никелида титана – 280 МПа, хром-кобальта – 193 МПа. В одиночной штифтовой вкладке максимальные напряжения в зависимости от материала варьировали от 531 МПа (в стекловолоконном и титановом штифтах) до 999 МПа (в хром-кобальте с облицовкой ЕМАХ и никелиде титана). Авторы отдают предпочтение вкладкам из никелида титана и из диоксида циркония.

Проблеме штифтовых конструкций посвятил свое исследование Эртувханов М.З., нагружая в программе Ansys Workbench восстановленные зубы нагрузкой 100 Н вертикально и под наклоном 15°, 30° и 45°, а также учитывались четыре формы корней зубов: П-, Г-, А- и О-образные. [148] Вкладки с разным количеством штифтов моделировались из кобальт-хромового сплава и диоксида циркония, но большую значимость имела длина внутрикорневой вкладки.

С биомеханических позиций вызывают интерес и искусственные коронки из разных конструкционных материалов.

Zheng Z. с соавторами построили 3D-модели разных вариантов реставрации зубов из разных материалов, получив величину напряжений в дентине в интервале 20,86 – 27,80 МПа [199]. По мнению авторов реставрационные материалы с более высоким модулем упругости создают более высокие концентрации в реставрации, но передают меньше напряжения на цементный слой. Материалы с модулем упругости, близким дентину, дают более однородное распределение напряжений

во всех объемах восстановленного зуба. В статье приводятся свойства всех моделируемых материалов, прикладывалась нагрузка 600 Н.

А. Shams с соавторами предложил разборную конструкцию эндокоронки, состоящую из культи и фиксируемой на цемент коронки [163]. Предложенную конструкцию сравнивали со стандартной эндокоронкой. Оба протеза подвергали нагрузке в 450 Н, вертикально и под углом. В результате исследования авторы доказали большую эффективность разборной эндокоронки, по сравнению со стандартной. При использовании разборного протеза ткани зуба, а также материалы самого протеза испытывают напряжения в 1,5 – 2 раза меньше, что делает его использование предпочтительным по сравнению со стандартной эндокоронкой.

У. Уооп с соавторами анализировали распределение нагрузки в дентине, пульпе и периодонтальной связке зуба при протезировании коронками из различных материалов: диоксида циркония, гибридной керамики, сплава золота и акриловой смолы [186]. К зубам, покрытым различными коронками было приложено давление 200 Н, в результате чего получили данные: напряжения в пульпе зуба при использовании коронок из различных материалов, колеблются от 0,0036 МПа до 0,0059 МПа, в периодонтальной связке – от 1,1248 МПа до 1,1485 МПа, в дентине – от 7,1937 МПа, до 11,8709 МПа. При этом максимальные напряжения в дентине были зарегистрированы в зубах, покрытых акриловыми коронками, а минимальные – золотыми и циркониевыми коронками. Авторы также делают вывод о том, что чем ниже модуль Юнга материала коронки, тем выше значения напряжений, возникающих в покрытом ей зубе.

Относительно мостовидного протеза провел математическое моделирование Комлев С.С. с соавторами с использованием программы ANSYS [147]. Автор считает вероятным выход из строя протеза при нагрузке в диапазоне 9,8—11,7 МПа. Делается ссылка на необходимость увеличения площади воздействия нагрузки, что снижает вероятность утраты мостовидного протеза.

Математическое моделирование позволило Хараху Я.Н. оптимизировать

препарирование зубов, расположенных с наклоном; только при сохранении оральной стенки зуба наблюдались адекватные напряжения в зубах (9,74 МПа при нагрузке 100Н), а также отмечалось снижение нагрузки на периодонт препарированных зубов [137].

Нетипичное соединение имплантата с окружающей костной тканью путем остеоинтеграции вызывает тревогу относительно перегрузки и резорбции периимплантатной костной ткани.

Большие возможности трехмерного математического моделирования в части разработки моделей для биомеханического анализа дентальных имплантатов и окружающих тканей показал в своем обзоре Сергеев Ю.А. с соавторами [110].

Применив трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния беззубой нижней и верхней челюстей, Бронштейн Д.А. Не обнаружил предельных напряжений в костной ткани при любой конструкции несъемного протеза на имплантатах при полном отсутствии зубов [17]. Однако, автор отметил невысокий запас прочности в кости верхней челюсти при нагрузке бокового отдела протезов, изготовленных по принципу «Все на четырех», Бранемарк Новум (то есть на четырех и на трех имплантатах), а также на скуловых имплантатах (запас прочности 1,5-2 раза). Автор зарегистрировал распространение функциональных напряжений от протезов в отдаленные регионы челюстей: в ветви нижней челюсти, дно носовой полости, медиальные стенки синусов. Также зафиксировано снижение напряжений в кости при увеличении числа и размеров имплантатов (длины и диаметра), а также при межкортикальной установке имплантатов. Приведены максимальные величины напряжений: 89,0 МПа в кортикальной и 6,1 МПа в губчатой кости вокруг крайних имплантатов «Все на четырех», 75,0 МПа и 5,2 МПа – вокруг идентичных имплантатов Бранемарк Новум; 61,0 МПа и 4,4 МПа – вокруг скуловых имплантатов.

Осуществив сравнительное трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг имплантатов из титана и из титан-ниобиевых сплавов с эффектом формовосстановления, Узунян

Н.А. установила трехкратный запас прочности кости у имплантатов из сплавов с большей эластичностью ввиду большого запаса прочности и их конструкционных материалов [131]. В исследовании Узунян Н.А. кортикальная кость испытывала напряжения от 11,6 МПа до 15,1 МПа при вертикальной нагрузке бокового отдела несъемного протеза на шести имплантатах при полном отсутствии зубов соответственно при применении титан-ниобиевого и титанового сплавов (губчатая кость не испытывала существенных различий в напряжениях – 3,2 МПа)

В исследовании Шумакова Ф.Г. с привлечением математического моделирования показано, что вокруг внутрикостных керамических имплантатов, а также в зафиксированной на них коронках и в самом имплантате отсутствуют предельные напряжения [143]. При сопоставлении в идентичной модели с титановым имплантатом, зафиксировано даже некоторое снижение напряжений в кортикальной кости при вертикальной нагрузке, но увеличение на 26% в коронке на керамическом имплантате при наклонной нагрузке. Отмечено положительное снижение напряжений в костной ткани около вершин витков винтовой поверхности керамических имплантатов в сравнении с титановыми.

С помощью трехмерного математического моделирования Мишнев М.Л. обосновал целесообразность применения укороченных зубных рядов на имплантатах [83]. Он показал низкий уровень риска дезинтеграции крайнего имплантата под укороченным зубным рядом, в том числе с подвесными частями протеза с односторонней опорой на наклоненных имплантатах.

В ряду зубосохраняющих технологий Степанов А.Г. обосновал с помощью трехмерного математического моделирования трансдентальный имплантат, который в сравнении с эндодонто-эндооссальным имплантатом дает меньше напряжений в костной ткани, особенно в сочетании с шиной-протезом [128].

Абакаров С. И. с соавторами воспользовался методом конечно-элементного моделирования напряжений в керамической облицовке, каркасе, цементе, абатменте в трех ситуациях: одиночный имплантат, мостовидный протез на двух и на трех имплантатах; при этом менялись высота и угол наклона стенок абатмента,

а также нагрузки (вертикально, под углом 30° 200Н, поперечно – 100Н [87]. Установлено: с увеличением угла наклона стенок абатмента напряжения в керамической облицовке и каркасе снижаются; увеличиваются напряжения в цементе и в абатменте. Таким образом, чем больше наклон стенок абатмента, тем возможнее расцементировка несъемной конструкции.

Новый шаг в математическом моделировании предпринял Долгалев А.А. с соавторами, предложив персонифицировать математическую модель челюсти для конкретного пациента по данным компьютерного лучевого обследования. [109]

С помощью трехмерного моделирования Кирсановой В.В. с соавторами удалось измерить зазор между имплантатом и абатментом после виртуальной нагрузки в 150, 300 и 450 Н [57]. Самые большие отклонения абатментов характерны для системы Nobel, наименьшее – BioHorizons. Не установлена разница в величине микрозазора при использовании оригинальных и неоригинальных абатментов, за исключением имплантатов Straumann (их оригинальные абатменты были точнее). Имеет значение коническая форма соединения.

С учетом реальной компьютерной томограммы пациента, а также данных сканирования его зубного ряда Розов Р.А. с соавторами в программе Ansys 19.3 конструировал шинирующее устройство для имплантата [146]. При нагрузке 500 Н на несъемную конструкцию на малом количестве имплантатов в кортикальной кости напряжения были 51,8 МПа, а в имплантатах – 245 МПа. Предложенное шинирующее устройство позволило снизить указанные напряжения на 30%, а модификация с горизонтальными подкрепляющими элементами – еще на 31%.

МКЭ-анализ напряжений в костной ткани в зависимости от конфигурации имплантата провел Гришин П.О. с соавторами и установил, что в условиях конической формы имплантата 3,5x1,5 мм изменение угла приложения силы на 10° увеличивало напряжения (созданное смещение имплантата компенсирует напряжения) (6,7—7,2 МПа) [65]. Обращается внимание наиболее нагруженную зону – вокруг шейки имплантата. Лингвальное и буккальное расположение имплантатов дает повышение напряжений с мезиальной и дистальной сторон

имплантата. Наиболее высокое напряжение отмечается при наклоне имплантатов: в несколько раз при установке имплантата под углом 30° .

Иванов А.С. в плоской модели сегмента нижней челюсти с дентальным имплантатом подтвердил наличие максимальных напряжений вокруг шейки имплантата, установил прямую зависимость напряжений в кости от ее плотности (с уменьшением плотности кортикальной кости возрастают напряжения в губчатой и наоборот) [25].

Важность узла соединения абатмента и платформы имплантата для локализации напряжений показала Берсанова М.Р. [11]. С большой пользой для клиницистов автор перечислила негативные причины разрушения протезов на имплантатах: узкие имплантаты, наклон абатмента, окклюзионный супраконттакт, немедленная нагрузка, убыль костной ткани у шейки имплантата. Необходимость применения ряда имплантатов при протяженном дефекте увеличивает напряжения в имплантатах и конструкциях. При этом замена ряда имплантатов мостовидным протезом с меньшим числом опор не сказывается на напряжениях.

Комлев С.С. В процессе математического изучения напряженно-деформированного состояния съемных протезов на имплантатах установил закономерности: в имплантатах наиболее напряженные зоны – верхняя резьба с величиной напряжения 16-34 МПа, наклон оси абатмента приводил к увеличению напряжений на 32%, напряжения в слизистой оболочке 0,09 МПа, в кортикальной кости напряжения под протезами с замками 27 МПа и в губчатой кости 1,04 МПа [147].

Нарушения окклюзии искажают биомеханику не только зубов, но и височно-нижнечелюстного сустава и челюстей.

В ходе математического основания каппы перед ортопедическим лечением пациентов с повышенной стираемостью зубов на фоне гипертонуса мышц Гридина В.О. провела биомеханический анализ, включающий в себя исследование физико-механических свойств материалов для каппы, их усталостные испытания на трехточечный изгиб, а также трехмерной математическое моделирование [31].

Автор обосновала лучший материал для каппы – Vertex ThermoSens (с добавлением 10 мас. % наноразмерного диоксида титана).

Михайловский С.Г. разработал метод количественной оценки взаимосвязи рельефа окклюзионной поверхности зубов и качества жевания и предложил модульную технологию реставрации боковых зубов [82]. Такой подход увеличил долговечность пломб, качество контактного пункта пломб, качество жизни пациента.

Подобную работу провела Вайц Т.В., восстанавливая с помощью компьютерной программы конфигурацию недостающих объемов разрушенных зубов после внесения в программу соответствующих сведений по сохранившимся зубам; эти сведения были получены путем измерения зубов во рту или на модели. [20].

1.3 Экономические аспекты стоматологии

Оценка экономических последствий любого метода лечения базируется на финансовых затратах пациента, предприятия или государства, необходимых для диагностики, лечения заболевания и реабилитации пациента [59, 80, 100, 144]. Значительная часть стоматологической помощи в России оказывается по программе государственных гарантий бесплатной медицинской помощи, содержащей финансовую составляющую в виде тарифов финансирования отдельных медицинских услуг, посещений или обращений; в стоматологии определенную часть лечения предоставляют только в виде платных услуг с расчетом прейскурантов цен на основе трудоемкости манипуляций и структуры затрат [59, 80, 100, 144].

По данным Олесова Е.Е., который учитывал в своих расчетах трудоемкость манипуляций, стоимость материалов, амортизационные расходы и заработную плату персонала на основе «Майских указов» Президента, для санации молодых работников с ОУТ потребны затраты в минимуме 16 тысяч рублей. В этой сумме

заложены затраты на коронковые керамические вкладки (около 5 тысяч рублей), которые автор считает необходимыми вместо обширных пломб у работников с ОУТ [89].

Каганова О.С. сравнила затраты при раннем ортодонтическом лечении, получив в максимуме 112,5 тысяч рублей; она также выявила закономерность удорожания ортодонтического лечения при увеличении возраста ребенка: со сменным прикусом – 28,5 тысяч рублей, с постоянным – 45 тысяч рублей [54]. Автор констатирует отсутствие экономической эффективности раннего ортодонтического лечения, поскольку патология зубочелюстной системы требует продолжения лечения в постоянном прикусе, что увеличивает затраты до 59 тысяч рублей. В структуре затрат различаются безлигатурные и лигатурные брекеты – последние повышают затраты на зарплату до 49% против 37% у безлигатурных и снижают материальные затраты до 43% против 56% у безлигатурных.

Экономические последствия хирургического устранения периапикального очага воспаления в сопоставлении с вариантом удаления зуба и непосредственной имплантацией просчитал Горбунов В.Н. с соавторами на примере 200 пациентов с хроническим периодонтитом [60]. Сравнивали за 5 лет затраты пациента по стоимости и числу посещений с учетом количества осложнений выживаемости зуба и имплантата. Сделан вывод о преимуществах эндодонтической хирургии.

Несколько важных экономических выводов сделала Шаймиева Н.И. при предложении социально-ориентированных стоматологических программ в Татарстане [141]. Так, рассчитан экономический эффект от применения разных вариантов фторидов у школьников: 125 рублей на одного ребенка за счет уменьшения интенсивности кариеса при системном добавлении в рацион соединений на основе фтора.

Гришковой Н.О. рассчитана себестоимость искусственных коронок, изготовленных по разным технологиям и установлена максимальная стоимость 12,8 тысяч рублей (на фрезерованном каркасе) [32].

Актуальные расчеты необходимых затрат при производстве штифтовых вкладок из диоксида циркония провел Тихонов А.И. в сравнении с металлическими вкладками; несмотря на более значимую стоимость материальных затрат при производстве диоксида циркония, суммарные затраты у сравниваемых штифтовых вкладок мало отличаются и превышают 5 тысяч рублей [129].

Экономические затраты, необходимые для внедрения в зуботехнические лаборатории современного метода – трехмерной печати протезов, по данным Киракосян Л.Г., оказались значительно меньше в сравнении с аналоговым производством, поскольку рентабельность при внедрении цифровых технологий превышала 100%, а аналоговых методов – 15% [56].

Обширное экономическое исследование провел Янушевич О.О. с соавторами, подробно представив трудозатраты, себестоимость и прибыль цифрового и традиционного изготовления коронки из полимера [145]. Прейскурантная цена указанного изделия почти в два раза выше ее себестоимости, а рентабельность цифрового изготовления в 2,5 раза выше традиционного. Исследование можно считать показательным и обосновывающим преимущества цифровых технологий.

В ортопедической стоматологии Берсанов Р.У. приводит результаты расчетов необходимых затрат металлокерамического и керамического мостовидных протезов (соответственно 14,8 и 16,1 тысяч рублей), бюгельного и эластичного съемных протезов (13,4 и 15,1 тысяч рублей) (хотя затраты на бюгельный протез обычно увеличиваются на затраты четырех опорных коронок для кламмеров, то есть на 33,3 тысячи рублей), операции имплантации и стоимости шести имплантатов при полном отсутствии зубов (7,1 и 56,2 тысяч рублей) [10]. Автором проведен экономический прогноз дальнейших после протезирования затрат.

Бронштейн Д.А. взял для экономических расчетов только протезирование на имплантатах и только при полном отсутствии зубов [17]. Наибольшие расходы требует несъемное протезирование на шести имплантатах – 100 тысяч рублей в

сравнении с покрывным протезом на четырех имплантатах; при этом отмечается более значимая медицинская эффективность более дорогого способа протезирования.

Экономическому сравнению значимости для стоматологической государственной клиники платных услуг и поступлений по добровольному медицинскому страхованию посвятили исследование Лосев Ф.Ф. с соавторами по анализу поступлений за 5 лет [72]. Сделан вывод о более существенном вкладе в финансирование клиники со стороны платных услуг, который был в два раза больше в сравнении с финансовыми поступлениями от ДМС. Также определено равное вложение в финансовую прибыль клиники работы врачей-стоматологов хирургов и терапевтов. В частности, за 2022 год доходы за пределами ОМС составляли 27,1%: от терапевтов 11,9%, от хирургов 7,4%, от ортопедов 6,4%, от ортодонтотв 1,2%

В то же время Маркина Л.А. указывает на значительную долю платных медицинских услуг в стоматологии в своем литературном обзоре, несмотря на большую долю ОМС (68,2%) [76]. В городской стоматологической поликлинике бюджетное финансирование составляет (49,7%), затем ОМС (41,7%), ДМС (4,3%) и платные услуги (4,3%). По данным Высшей школы экономики стоматология занимает первое место среди платных медицинских услуг; средний платеж – около 10 тысяч рублей. Мнения пациентов разделились при оценке способов финансирования: 46,8% за бесплатную медицину, 32,7% за сочетание с платной, 12,7% – в зависимости от материального положения пациента, 1,5% за платные услуги.

На основании регистрации осложнений в состоянии периимплантатных тканей через 10 лет после установки и сопоставления осложнений с разными биомеханическими факторами эксплуатации несъемных протезов на имплантатах Заславский Р.С. с соавторами рассчитал совокупные затраты пациента на профилактические и лечебные обращения к стоматологам [48,49].

Экономическую целесообразность двухмерного планирования индивидуальной улыбки показал Золотарев Н.Н. с соавторами в сравнении с традиционным планированием [58]. Как выяснилось, длительность лечения без использования 2D-планирования – 325 минут (11 манипуляций); с использованием – 177 минут и 9 манипуляций. При этом достигнута денежная экономия в 76 рублей.

По данным Андреевой С.Н. и соавторов 35% судебных исков к стоматологам содержали финансовые требования (по анализу за 10 лет) [8]. При этом выявлялись такие нарушения как недостаточность оформления медицинских карт (18%), отсутствие информированного добровольного согласия (15%) и заключения договора на платные услуги (11%).

По данным Кулакова А.А. с соавторами в стоматологии требования о компенсации содержатся в 97% судебных обращений, половина из них судами удовлетворяется (за 10 лет удовлетворяемость исков увеличилась в 3 раза) [68]. Относительно требований больше 100 тысяч рублей удовлетворяемость больше половины исков

Для расчета экономических потерь, связанных с состоянием здоровья, важен аспект временной нетрудоспособности. Салеев Р.А. за 11 лет проанализировал нетрудоспособность по стоматологическим заболеваниям и установил среднюю продолжительность нетрудоспособности 7 дней, в структуре причин основное место занимали аномалии развития и травмы челюстно-лицевой области из-за оперативного лечения и амбулаторного долечивания, занимающих соответственно по 12 дней нетрудоспособности. [119].

Приведенный литературный обзор обуславливает актуальность и выявляет нерешенные аспекты переломов и трещин зубов, раскрывает возможности изучения нивелирования биомеханических факторов риска с помощью клинических, статистических, математических, экономических методов.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1 Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния тканей зуба и альвеолярной лунки в разных биомеханических условиях

Трехмерное математическое моделирование в настоящее время является стандартом экспериментальных биомеханических исследований, позволяющих проанализировать величину и распределение напряжений в анализируемом объекте под нагрузкой разной величины и направления, а также сопоставить напряжения с известными пределами прочности материалов и тканей объекта [90, 155, 158, 181, 191, 196, 206, 224, 225, 227].

Для выполнения целей исследования и проведения расчетов напряженно-деформированного состояния зуба в программе SolidWorks (Dassault Systemes) разработана трехмерная математическая модель однокорневого зуба нижней челюсти. (Рисунок 1).

В математические расчеты вводились общеизвестные механические параметры костной ткани лунки (губчатой и кортикальной), дентина и эмали [84,85] (Таблица 1). С учетом вариантности трансформации базовой модели при необходимости замещения дефектов твердых тканей зуба использованы так же указанные в таблице свойства конструкционных материалов.

Для анализа возможного разрушения тканей зуба и конструкционных материалов использованы указанные в таблице 1 их пределы прочности. [84,85]

Изучено напряженно-деформированное состояние в базовой модели зуба.

Таблица 1 – Механические параметры слоев математической модели

Ткань/материал	Модуль упругости (МПа)	Коэффициент Пуассона	Предел прочности (растяжение, МПа)
Губчатая кость	3500	0,34	15
Кортикальная кость	20500	0,32	150
Интактный дентин	23300	0,31	104
Девитализированный дентин	2600	0,31	30
Эмаль	81700	0,28	42,1
Цемент	4200	0,3	105,5
Гуттаперча	1860	0,3	16,6
Керамика	200000	0,22	300
Титан	116000	0,32	880
Хром-кобальт	248000	0,3	650
Стекловолокно	132390	0,32	1051
Композит	58840	0,32	170
Цемент фиксирующий	40000	0,31	53

Для выполнения цели исследования смоделированы 9 условий нагрузки зуба при разной степени и локализации его разрушения: стирание эмали снижение; плотности костной ткани; резорбция костной ткани на 30% или 50% длины корня; окклюзионный супраконтакт; полость в зубе (на окклюзионной поверхности или в пришеечной области – с щечной или апроксимальной поверхности); девитализированный зуб.

Кроме того, смоделированы всевозможные варианты (9) замещения дефекта в зубе в зависимости от степени разрушения: композитная реставрация (на окклюзионной поверхности или в пришеечной области – с щечной или апроксимальной поверхности); керамическая вкладка; зуб с периапикальной резорбцией; зуб с резекцией верхушки корня; зуб со штифтовой вкладкой; зуб со стекловолоконным штифтом; зуб с титановым штифтом (Рисунок 2,3).

Распределенная нагрузка 150 Н направлялась к моделям с окклюзионной поверхности вертикально и наклонно под углом 45°.

Цветное картирование распределения интегральных напряжений в изучаемых тканях и материалах сопровождалось шкалой напряжений (главы 3.2-3.4).

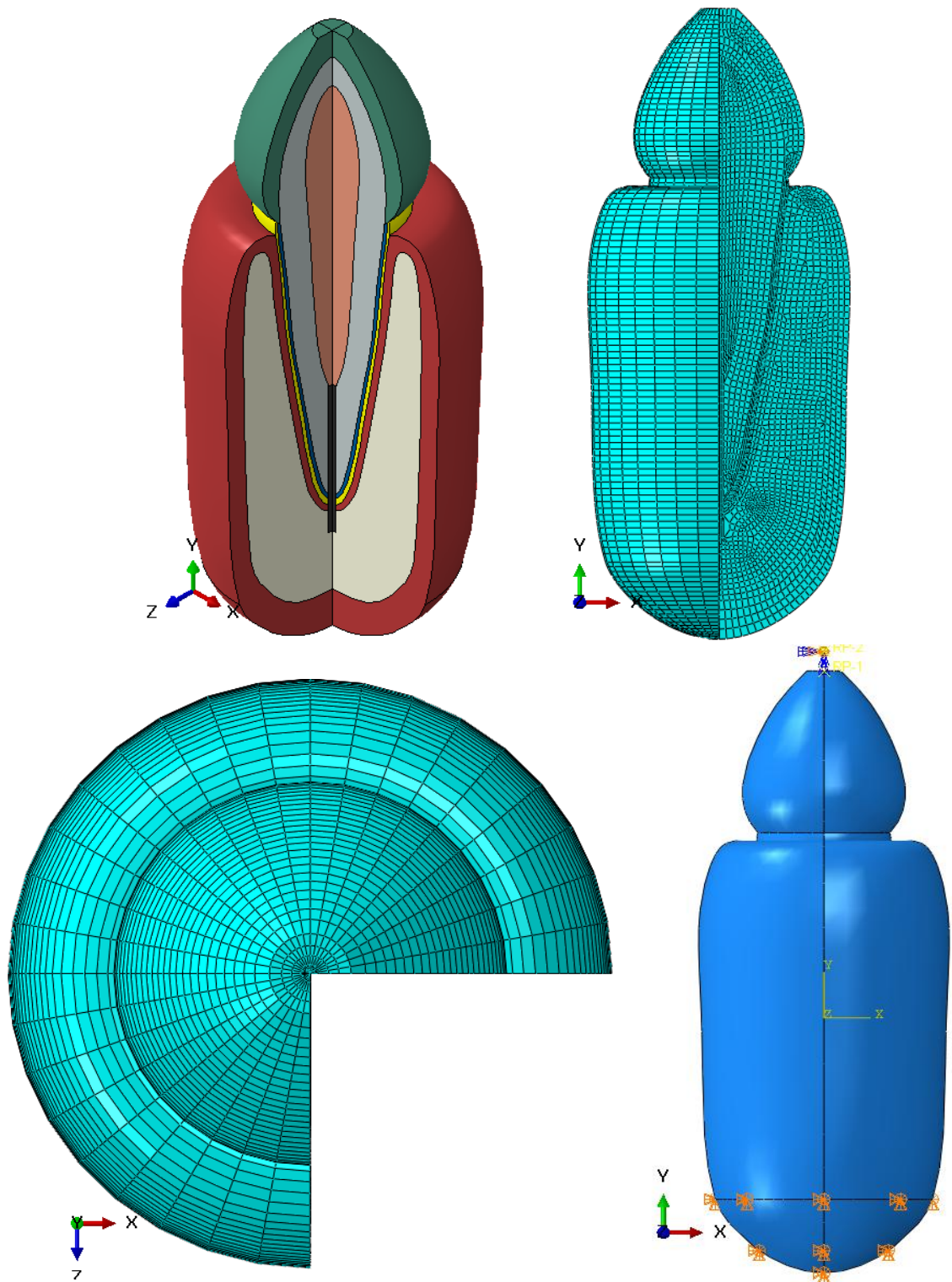


Рисунок 1 – Математическая модель премоляра нижней челюсти

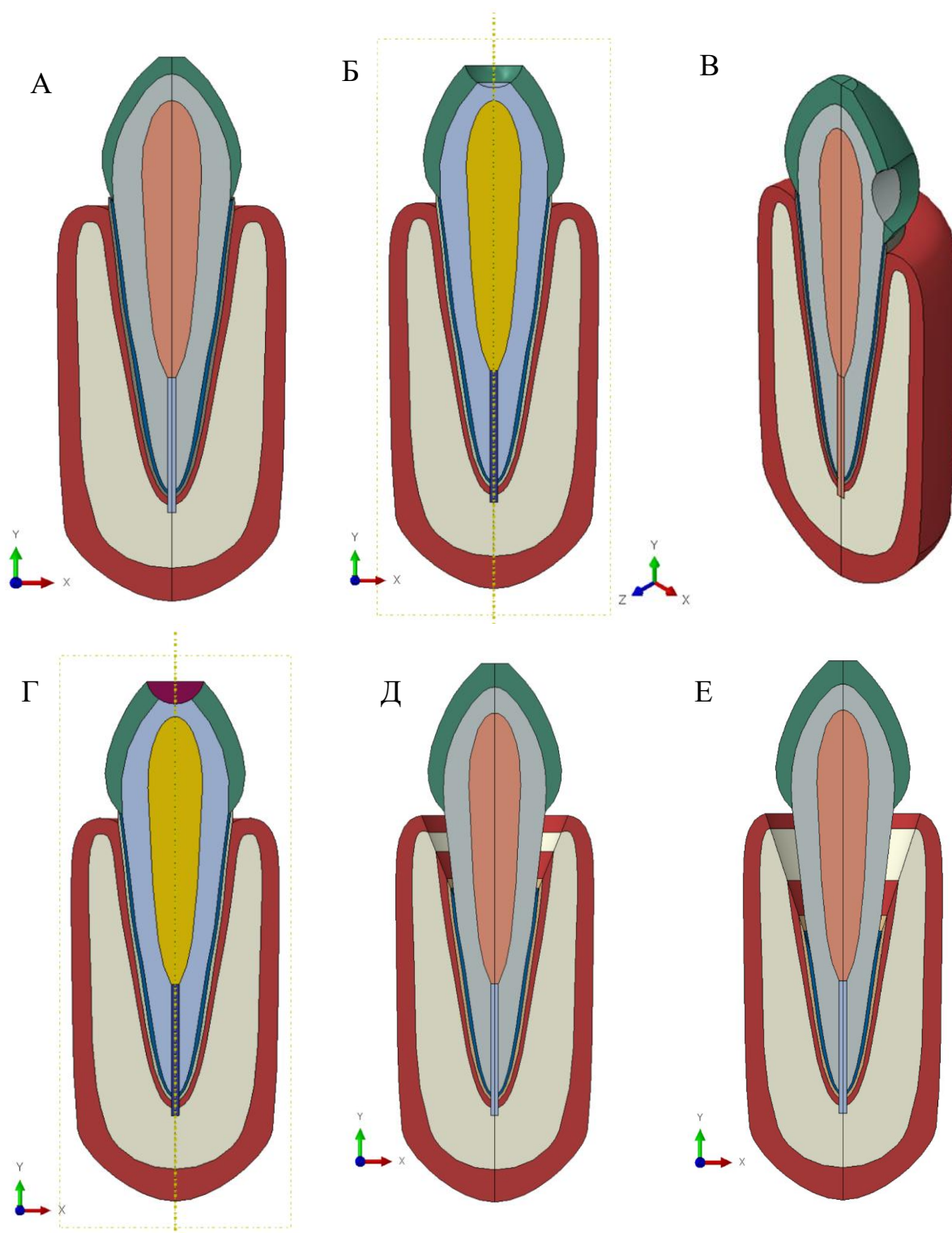


Рисунок 2 – Математическая модель премоляра нижней челюсти с неадекватной биомеханикой нагрузки: А – стирание эмали, Б – полость в зубе (окклюзионная поверхность), В – пришеечная полость в зубе, Г – композитная реставрация или керамическая вкладка Д – резорбция костной ткани на 30%, Е – резорбция костной ткани на 50%

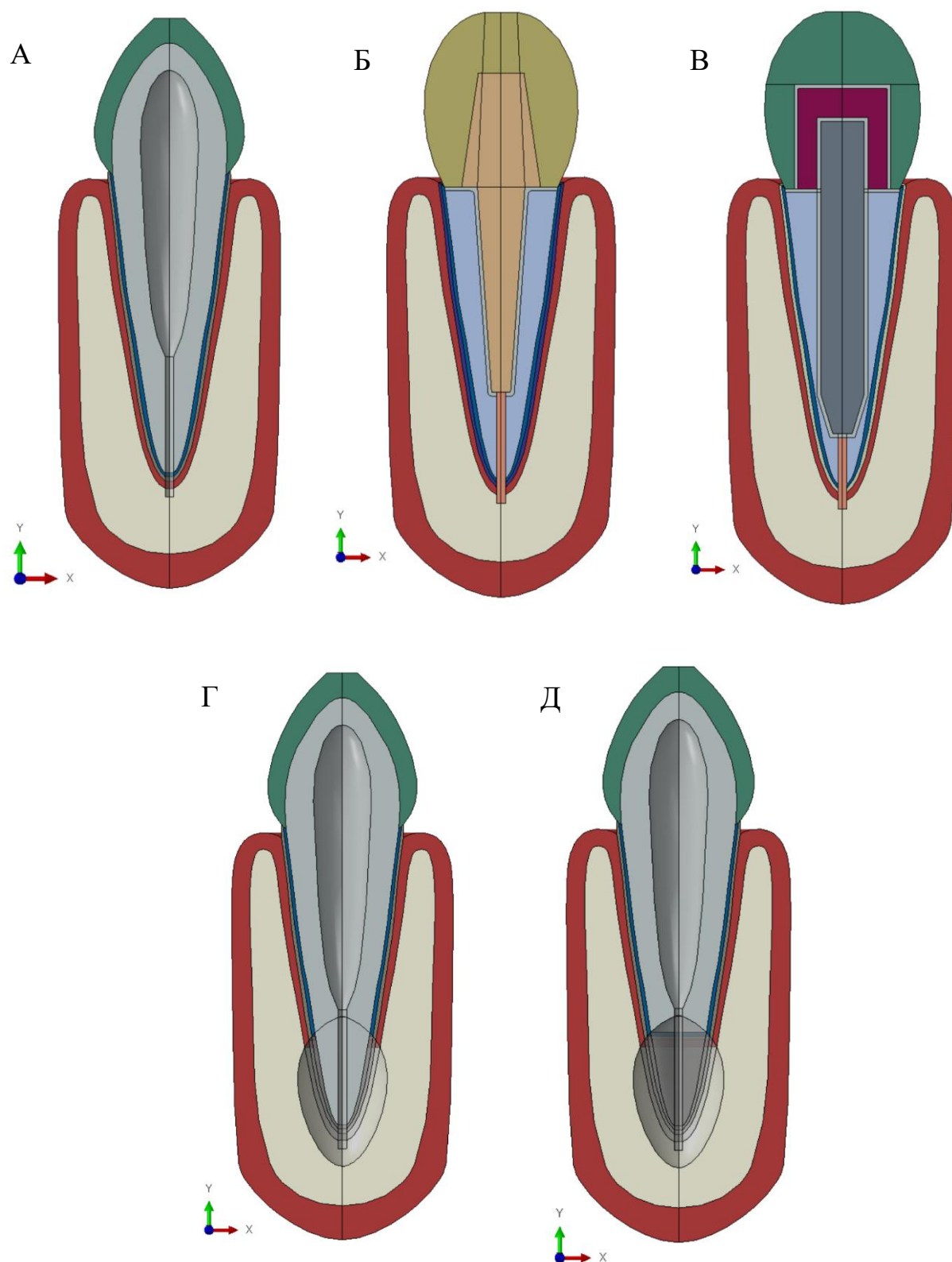


Рисунок 3 – Трёхмерная математическая модель однокорневого зуба нижней челюсти (премоляр) в неадекватных биомеханических условиях: А – девитализированный зуб, Б – зуб со штифтовой вкладкой, В – зуб со стекловолоконным или титановым штифтом, Г – зуб с периапикальной резорбцией, Д – зуб с резекцией верхушки корня

2.2 Последовательность изучения клинических обстоятельств и частоты выявления переломов и трещин зубов.

2.2.1 Анкетирование врачей-стоматологов

Анализ обстоятельств разрушения зубов – трещин и переломов – проводился с использованием разработанной для этих целей анкеты (Таблица 2).

Таблица содержала 32 пункта, входящих в 10 вопросов, включая раздел для фиксации дополнительных сведений от врачей по проблемам трещин и переломов. Вопросы анкеты предполагали 50 возможных ответов. Учитывались минимальные и максимальные значения ответов, а также среднее арифметическое значение со стандартным отклонением.

В анкетировании приняли участие 52 врача-стоматолога разной специализации (терапевты, хирурги, ортопеды). Среди опрошенных было примерно равное число врачей по специализации: 19 терапевтов, 18 хирургов, 15 ортопедов. Стаж работы по специальности варьировал от 8 до 29 лет; в среднем составлял $12,3 \pm 4,4$ лет.

Итоговая анкета содержала сведения в среднем на одного опрошенного врача.

Таблица 2 – Анкета для врачей-стоматологов по проблемам переломов/трещин зубов

1.	Ваш стаж стоматологической практики
2.	Ваша специальность (подчеркнуть): терапевт, хирург, ортопед
3.	Укажите количество зубов с переломом _____ и количество зубов с трещиной _____, встречавшихся в Вашей практике
4.	Какой % составляют зубы с переломом или трещиной от леченых зубов _____; удаленных зубов _____
5.	Как часто нижеуказанные характеристики зуба и условия функционирования встречались среди зубов с переломом или трещиной (в %)
–	моляры _____, премоляры _____, клыки _____, резцы _____

Продолжение Таблицы 2

–	нижняя челюсть _____, верхняя челюсть _____
–	локализация перелома и трещины: корень _____, коронка _____
–	топография перелома и трещины поперечная _____, продольная _____
–	диагностированы только по R-снимку
–	диагностированы только по КТ
–	девитализированные зубы
–	подвижные зубы
–	повышенная нагрузка (незамещенные дефекты в зубном ряду)
–	повышенная нагрузка (бруксизм)
–	окклюзионный супраконтат
–	резорбция костной ткани в области шейки зуба > трети корня
–	периапикальная резорбция костной ткани
–	полость в зубе более 50% окклюзионной поверхности
–	полость в области шейки зуба
–	композитная реставрация более 50% окклюзионной поверхности
–	культевая штифтовая вкладка
–	эндоканальный металлический штифт
–	эндоканальный стекловолоконный штифт
–	тонкие стенки корневого канала
–	искусственная коронка
–	опора мостовидного протеза
–	опора съемного протеза
6.	Сроки девитализации зуба: свыше 10 лет _____, до 10 лет _____, до 5 лет _____, свыше 3 лет _____
7.	Сроки реставрации зуба: свыше 10 лет _____, до 10 лет _____, до 5 лет _____, свыше 3 лет _____
8.	Сроки фиксации коронки или мостовидного протеза: свыше 10 лет _____, до 10 лет _____, до 5 лет _____, свыше 3 лет _____
9.	Сроки наложения съемного протеза: свыше 10 лет _____, до 10 лет _____, до 5 лет _____, свыше 3 лет _____
10.	Дополнительная информация о причинах переломов или трещин зубов

2.2.2 Последовательность изучения клинических обстоятельств переломов и трещин зубов

Для объективности анализа причин и обстоятельств трещин и переломов зубов изложенная последовательность анализа по вышеприведенной анкете дополнена статистическими данными Клинического центра стоматологии ФМБА России. В течение года 10 врачей терапевтического отделения при выявлении трещин и переломов зубов заполняли на каждый случай вкладыш в медицинскую карту с подробным описанием обстоятельств трещины и перелома в соответствии с анкетой для врачей-стоматологов. Учитывались данные медицинских карт стоматологического больного (форма №043/у), рентген и КТ-обследования (Рисунок 4).

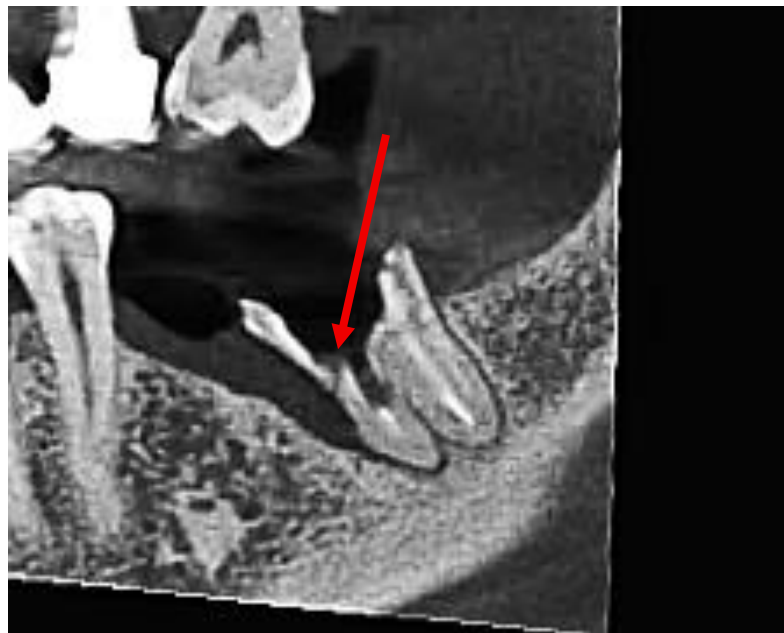


Рисунок 4 – Выявленный перелом по результатам КТ-исследования

Отличия от анкеты состояли в исключении пункта о значимости рентген- и КТ- диагностики трещин, поскольку клинический протокол учреждения предусматривал сегментарное КТ-обследование во всех случаях подозрения на эту патологию.

2.3 Методы клинико-экономического анализа

Для определения экономической целесообразности использования методов реабилитации пациентов с диагнозами, сопутствующими (предшествующими) перелому или трещине зуба, использовалась сравнительная оценка результатов медицинских вмешательств и затрат на их выполнение. Клинико-экономический анализ проводился по типу «затраты-выгода», изложенному в отраслевом стандарте «Клинико-экономические исследования. Общие положения», ОСТ 91500.14.0001-2002, утвержденном приказом Минздрава России от 27 мая 2002 года № 163.

Исследовалась экономическая целесообразность с точки зрения пациента. Учитывались прямые медицинские затраты, включая все затраты на диагностические, лечебные, реабилитационные и профилактические медицинские услуги, манипуляции и процедуры [59, 80, 100, 144].

Для устранения фактора изменчивости цен на рынке стоматологических услуг сравнительный анализ стоимости приводится в условных единицах (УЕ). За единицу принималась стоимость лечения поверхностного и среднего кариеса с наложением одной пломбы из фотополимеров. Композиты светоотверждаемые рекомендуются в качестве пломбировочных материалов первой линии как наиболее эффективные при пломбировании всех групп зубов [38, 61, 62, 63, 98]. Приведение стоимостей альтернативных планов лечения и реабилитации к условной единице стоимости осуществлялось по усредненным тарифам ФГБУЗ КЦС ФМБА России и трех других стоматологических организаций. Выбор организаций был осуществлен в соответствии с рейтингом Яндекс Карт по запросу «лечение зубов» с мобильного устройства, геолоцируемого поисковым сервисом в СЗАО г. Москвы.

Сравнение стоимости проводилось как между лечением последовательных стадий развития кариеса и пульпита (периодонтита) с соответствующим увеличением степени повреждений тканей зуба, так и с отсутствием лечения. В

качестве базового варианта лечения так же использовалось лечение поверхностного и среднего кариеса с наложением одной пломбы из светоотверждаемого композита (лечение на ранней стадии, одновременно являющееся профилактикой переломов и трещин). Тогда в соответствии с отраслевым стандартом коэффициент потребительской эффективности (КПЭ) лечения на ранней стадии по сравнению с i -м планом лечения:

$$\text{КПЭ}_i = \frac{B_i}{C_{\text{ран}}},$$

где B_i – выгода (экономия по сравнению со стоимостью i -го плана лечения), а $C_{\text{ран}}$ – затраты (стоимость лечения на ранней стадии) в условных единицах. Выгода (B) в свою очередь:

$$B_i = C_i - C_{\text{ран}} + R_i - R_{\text{ран}},$$

где C_i – затраты на реализацию i -го плана лечения, R_i – приведенная дисконтированная стоимость риска по устранению неблагоприятных исходов i -го плана лечения, $R_{\text{ран}}$ – приведенная дисконтированная стоимость риска по устранению неблагоприятных исходов базового плана лечения на ранней стадии. Итого:

$$\text{КПЭ}_i = \frac{(C_i - C_{\text{ран}} + R_i - R_{\text{ран}})}{C_{\text{ран}}}.$$

В соответствии с рекомендациями отраслевого стандарта уровень дисконтирования без учета инфляции принимался 5% в год, а временной период для анализа затрат три – пять лет, в течение которых наблюдались подавляющее большинство осложнений. Учитывая принятие стоимости лечения на ранней стадии за единицу, числовое значение показателей выгоды в условных единицах и коэффициента потребительской эффективности совпадают.

2.4 Методы статистической обработки

Для статистической обработки результатов исследования выбрана программа StatTech v. 3.1.10 («Статтех», Россия).

При формировании выборки опрошенных врачей и периода статистических отчетов медицинской организации проводилось сопоставление количества респондентов с требованиями нормального распределения по критерий Колмогорова-Смирнова. Применялись стандартные статистические критерии – среднее арифметическое значение (M) со стандартной ошибкой среднего (m).

При сравнении результатов исследования в разделах статистического анализа обращаемости к стоматологам-терапевтам и анкетирования врачей, а также при сравнении результатов математического моделирования использован критерий Стьюдента с достоверностью различий на уровне значимости $p < 0,05$ [74, 106].

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1 Выявляемость и причины трещин и переломов зубов

3.1.1 Анализ результатов анкетирования врачей-стоматологов

В паспортной части анкеты указана доля специализации врачей-стоматологов, участвующих в опросе – соответственно 19, 18 и 15 терапевтов, хирургов и ортопедов (36,5%, 34,6%, 28,8%).

Целенаправленное анкетирование среди врачей-стоматологов установило частоту выявления переломов и трещин зубов, равную 12,1% от количества леченых зубов и 10,2% – от числа удаленных зубов (в среднем 11,1 %; 1329 зубов). (Таблица 3) Большую часть среди разрушения зубов составляли трещины: 60,4% (803 зуба) против 39,6% переломов зубов (526 зубов).

Среди зубов с переломом или трещиной резцы, клыки, премоляры и моляры составляли соответственно 139, 67, 701, 422 зубов, что составило соответственно 10,5%, 5,0%, 52,7%, 31,8% (Рисунок 5). В большей степени переломам и трещинам подвержены премоляры.

Переломы и трещины зубов чаще касались верхних зубов: 62,5% (830 зубов) против 37,5% (499 зубов) на нижней челюсти.

В большей степени переломы и трещины локализовались в корнях зубов, по сравнению с коронками: 59,1% (785 корней) и 40,9% (544 коронок зубов).

Чаще всего наблюдались продольные трещины и переломы – 68,2% (906 зубов) против 31,8% поперечных (423 зуба).

5,9% трещин и переломов диагностировались только по данным рентгенографии (78 зубов), а еще 9,7% (129 зубов) – только по данным компьютерной томографии.

Подавляющее большинство зубов с переломами и трещинами были ранее девитализированы (1166, 87,7%) (Рисунок 6).

Только 5,3% (71 зуба) были подвижными среди зубов с переломом или трещиной.

Таблица 3 – Результаты анкетирования врачей-стоматологов по проблемам переломов/трещин зубов

№	Вопрос	Ответ	
		Кол-во	%
1.	Ваш стаж стоматологической практики	12,4+4,4	-
2.	Ваша специальность (подчеркнуть): терапевт, хирург, ортопед	19 18 15	36,5 34,6 28,8
3.	Укажите количество зубов с переломом и количество зубов с трещиной, встречавшихся в Вашей практике	526 803	39,6 60,4
4.	Какой % составляют зубы с переломом или трещиной от леченых зубов; удаленных зубов		12,1 10,2
5.	Как часто нижеуказанные характеристики зуба и условия функционирования встречались среди зубов с переломом или трещиной (в %)		
–	моляры, премоляры, клыки, резцы	422 701 67 139	31,8 52,7 5,0 10,5
–	нижняя челюсть, верхняя челюсть	499 830	37,5 62,5
–	локализация перелома и трещины: корень, коронка	785 544	59,1 40,9
–	топография перелома и трещины продольная, поперечная	906 423	68,2 31,8
–	диагностированы только по R-снимку	78	5,9
–	диагностированы только по КТ	129	9,7
–	девитализированные зубы	1166	87,7
–	подвижные зубы	71	5,3
–	повышенная нагрузка (незамещенные дефекты в зубном ряду)	1052	79,2
–	повышенная нагрузка (бруксизм)	388	29,2
–	окклюзионный супраконттакт	169	12,7
–	резорбция костной ткани в области шейки зуба > трети корня	400	30,1
–	периапикальная резорбция костной ткани	124	9,3
–	полость в зубе более 50% окклюзионной поверхности	483	36,4
–	полость в области шейки зуба	283	21,3
–	композитная реставрация более 50% окклюзионной поверхности	655	49,3
–	культевая штифтовая вкладка	291	21,9
–	эндоканальный металлический штифт	280	21,1
–	эндоканальный стекловолоконный штифт	137	10,3
–	тонкие стенки корневого канала	406	30,6
–	искусственная коронка	108	8,1
–	опора мостовидного протеза	313	23,6
–	опора съемного протеза	200	15,1

Продолжение Таблицы 3

6.	Сроки с момента девитализирования зуба: свыше 10 лет, до 10 лет, до 5 лет, до 3 лет	19	1,6
		182	15,6
		606	52,0
		359	30,8
7.	Сроки с момента реставрации зуба: свыше 10 лет, до 10 лет, до 5 лет, до 3 лет	75	11,5
		150	22,9
		304	46,4
		126	19,2
8.	Сроки с момента фиксации коронки или мостовидного протеза: свыше 10 лет, до 10 лет, до 5 лет, до 3 лет	57	13,5
		34	8,1
		207	49,2
		123	29,2
9.	Сроки с момента наложения съемного протеза: свыше 10 лет, до 10 лет, до 5 лет, до 3 лет	10	5,0
		13	6,5
		99	49,5
		78	39,0

Значительное число зубов с переломами и трещинами выявлялось у пациентов с неполностью замещенными дефектами зубных рядов, то есть в условиях функциональной перегрузки оставшихся зубов (1052 зуба, 79,2%), в частности, в сочетании с бруксизмом и гипертонусом мышц челюстно-лицевой области (388 зубов, 29,2%) и при выявлении окклюзионных супраконтактов (169 зубов, 12,7%).

Значительное влияние в провокации переломов и трещиной оказывала резорбция пришеечной костной ткани, поскольку указанное осложнение в 30,1% случаев (400 зубов) сопровождалось резорбцией на глубину более 1/3 корня.

Многие зубы с трещинами или переломами имели обширную полость коронковой части зуба – более 50% окклюзионной поверхности (36,4%, 483 зубов) или обширную композитную реставрацию (49,3%, 655 зубов). В 21,3% случаев отмечалась пришеечная полость зуба (283 зуба).

Зубы с культевой штифтовой вкладкой, металлическим или стекловолоконным эндоканальными штифтами подвергались трещинам и переломам с частотой соответственно 21,9%, 21,1%, 10,3% (291, 280, 137 зубов).

Значительная часть переломов и трещин происходили при явном истончении дентина корня в ходе эндодонтического лечения. Таких зубов было 406 или 30,6%.

При анализе роли конструкции протеза, опирающейся на зубы, лучше проявляют себя искусственные коронки, поскольку под ними переломы были у 8,1% (108 зубов). Использование зуба в качестве опоры мостовидного протеза приводило к увеличению частоты переломов до 23,6% (313 зубов), а в качестве опоры съемного протеза – до 15,1% (200 зубов).

Время функционирования зуба после девитализации до перелома и трещины распределялись следующим образом: до 3 лет – 30,8% (359 из 1156 девитализированных зубов); до 5 лет – 52,0%, 606 зубов; до 10 лет – 15,6%, 182 зубов; свыше 10 лет – 1,6%, 19 зубов (Рисунок 7).

Сроки с момента наложения композитной пломбы у зубов с переломами и трещинами распределялись: до 3 лет – 19,2% (126 из 655 зубов с пломбами); до 5 лет – 46,4%, 304 зубов; до 10 лет – 22,9%, 150 зубов; свыше 10 лет – 11,5%, 75 зубов.

Переломы и трещины в зубах под искусственными коронками (в том числе в мостовидных протезах) в сроки до 3 лет после фиксации протезов наступали у 29,2% (123 зуба из 421 под несъемными протезами); в сроки до 5 лет – у 49,2% (207 зубов); до 10 лет – 8,1% (34 зуба); свыше 10 лет – 13,5% (57 зубов).

Трещины и переломы опорных зубов кламмеров и замков несъемных протезов чаще наблюдались в сроки до 5 лет с момента наложения протеза (49,5%, 99 зубов из 200 опорных для съемных протезов) против 39,0% (78 зубов) в сроки до 3 лет после фиксации протеза; 6,5% и 5,0% соответственно при сроках до 10 лет и свыше 10 лет (13 и 10 зубов).

Анализ раздела анкеты, касающегося субъективной оценки врачами наиболее распространенных причин переломов и трещин зубов, показал в большинстве случаев три причины: депульпирование зубов, их функциональная перегрузка, истончение стенок корневых каналов вследствие эндодонтического лечения.

Анкетирование врачей показало довольно высокую распространенность трещин и переломов зубов на амбулаторном приеме, достигающую 10% среди зубов с показаниями к лечению или удалению. Очевидно негативное влияние неблагоприятных биомеханических факторов при анализе случаев выявления переломов и трещин зубов. Однако, их разная степень влияния позволяет выделить наиболее негативные факторы, а именно девитализация зубов, перегрузка из-за незамещенных дефектов зубных рядов, наличие композитной реставрации более 50% окклюзионной поверхности, срок с момента девитализации и реставрации более 5 лет. На современном этапе показана диагностическая роль компьютерной томографии при выявлении трещин, поскольку 16% из них иными способами (включая рентген) выявить не удавалось.

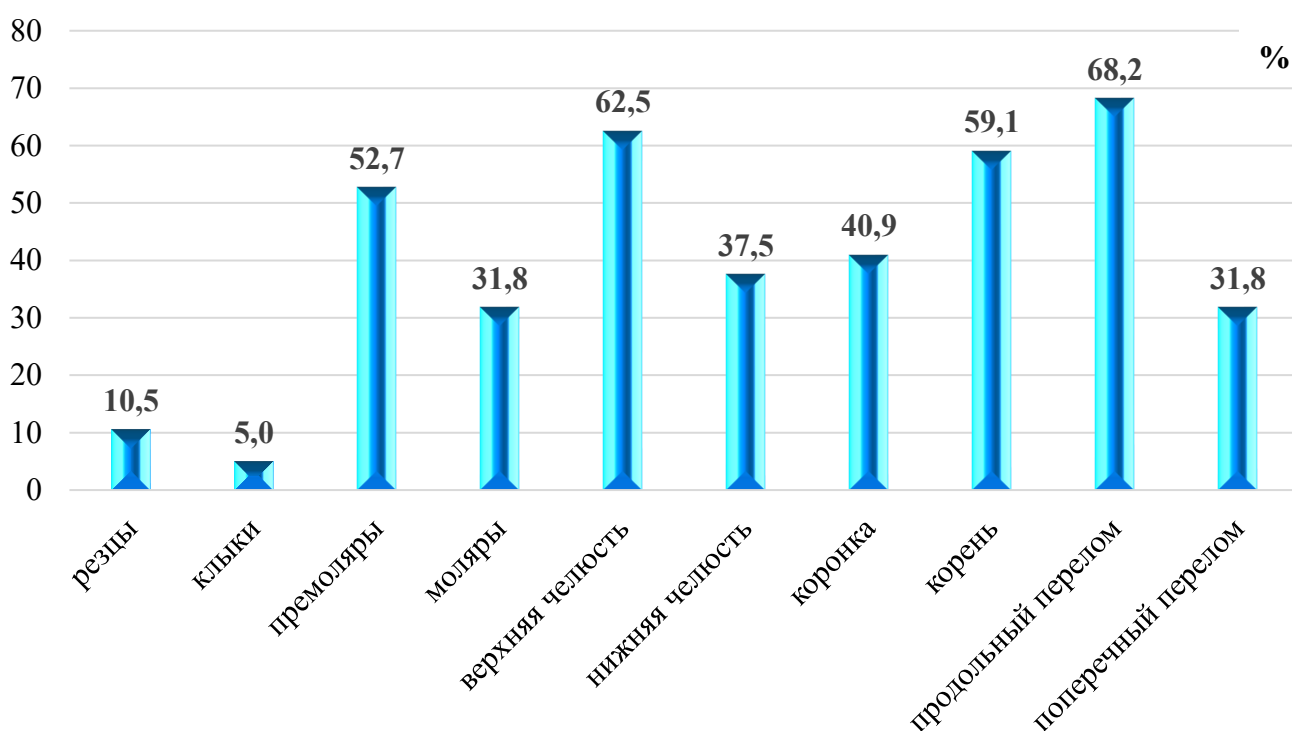


Рисунок 5 – Условия функционирования зубов при выявлении переломов и трещин (анкетирование)

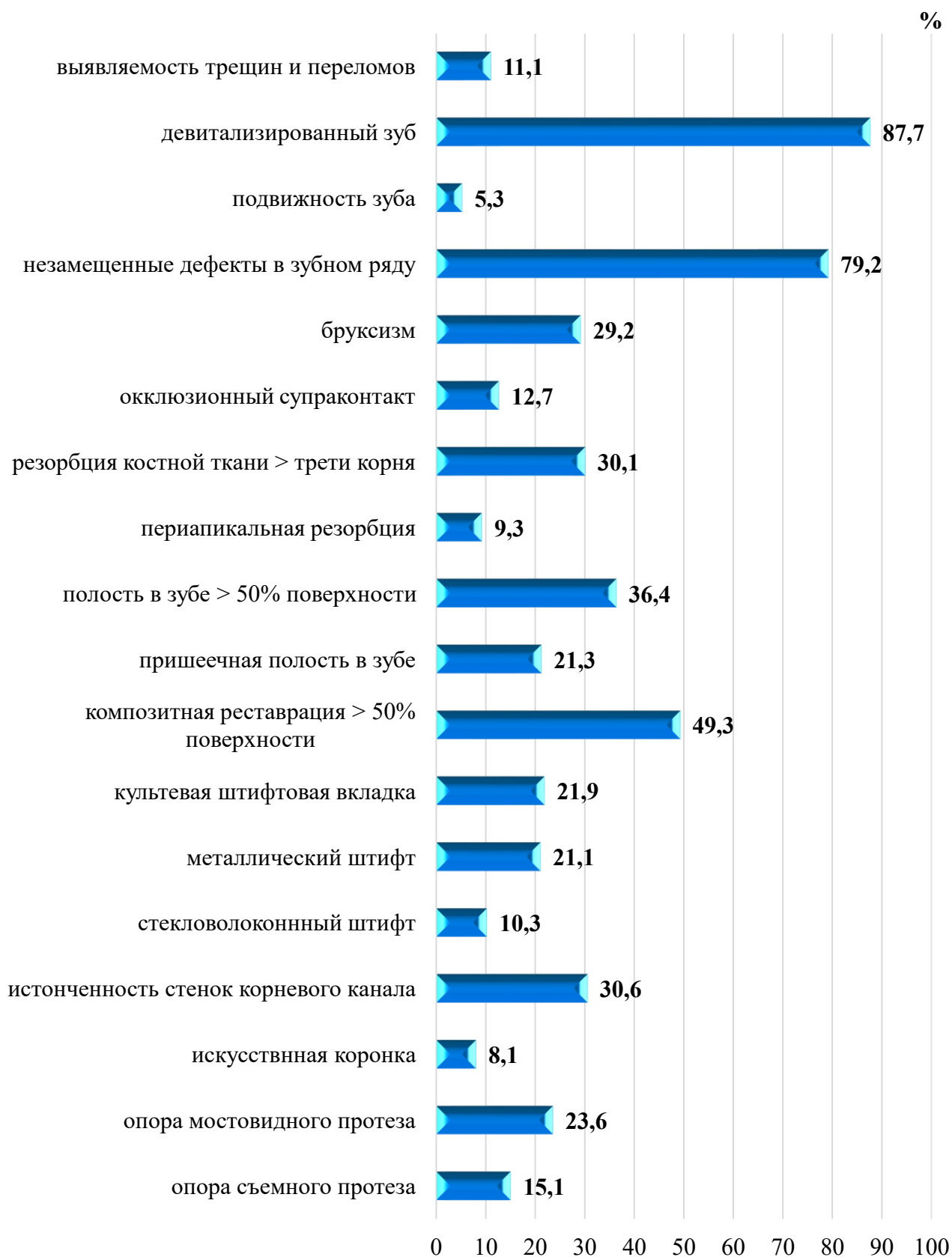


Рисунок 6 – Условия функционирования зубов при выявлении переломов и трещин

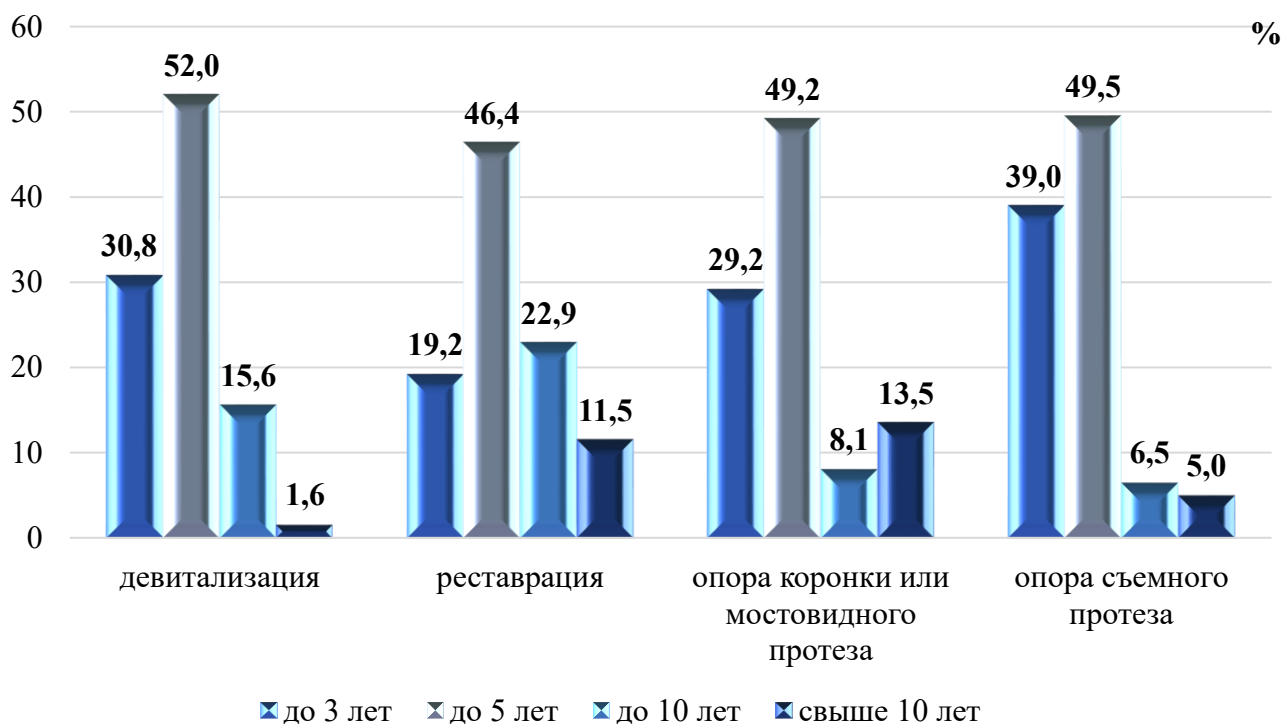


Рисунок 7 – Условия функционирования зубов при выявлении переломов и трещин в зависимости от сроков нагрузки

3.1.2 Клинико-статистический анализ результатов исследования

Обращаемость за стоматологической помощью в ФГБУЗ «Клинический центр стоматологии ФМБА России» (10 врачей отделения терапевтической стоматологии с средним стажем $9,8 \pm 1,4$ лет) показал частоту выявления переломов и трещин, равную 8,9%. В количественном выражении за год выявлено 1070 переломов и трещин (107 на одного врача в среднем).

Средний возраст пациентов, у которых выявлялись переломы и трещины, составлял $48,8 \pm 4,5$ лет.

71,4% среди указанной патологии касались трещин (764 зуба) и 28,6% – переломов (306 зубов).

Относительно групп зубов трещины и переломы распределялись: резцы, клыки, премоляры и моляры соответственно 51, 102, 306, 611 зубов (4,8%, 9,5%, 28,6%, 57,1%) (Рисунок 8).

По распределению на верхнюю и нижнюю челюсти переломы и трещины делились как 57,1% и 42,9% (611 и 459 зубов).

Переломы и трещины чаще выявлялись в корнях, чем в коронках зубов – соответственно 52,4% и 47,6% (561 и 509 зубов).

Топография разрушения зуба была примерно поровну продольной и поперечной: 471 и 599 зубов (44,1% и 55,9%).

Обстоятельствами переломов и трещин зубов в разной степени являлись:

- девитализированные зубы (71,4%, 764 зуба);
- подвижность зубов (10,9%, 117 зуба);
- незамещенные дефекты зубных рядов (47,6%, 509 зуба);
- окклюзионный супраконтант (9,8%, 105 зуба);
- бруксизм и мышечно-суставная дисфункция (14,3%, 153 зуба);
- резорбция пришеечной костной ткани более 1/3 длины корня (23,8%, 255 зубов);
- периапикальная резорбция костной ткани (12,2%, 131 зуба);
- полость в зубе более 1/2 коронковой части (32,6%, 349 зубов);
- пришеечная полость в зубе (20,0%, 214 зуб);
- композитная реставрация более 1/2 коронковой части (52,1%, 557 зуб);
- культевая штифтовая вкладка (19,3%, 207 зуба);
- внутриканальный металлический штифт (3,9%, 42 зуба);
- внутриканальный стекловолоконный штифт (6,1%, 65 зуба);
- истонченность стенок корневого канала (19,1%, 204 зуба);
- опора искусственной коронки (19,5%, 209 зуба);
- опора мостовидного протеза (6,7%, 72 зуба);
- опора съемного протеза (8,9%, 95 зубов) (Рисунок 9) ;

Относительно девитализированных зубов переломы и трещины по срокам с момента девитализации распределялись: до 3 лет – 12,7% (97 зуба); до 5 лет – 46,2% (353 зубов); до 10 лет – 24,6% (188 зубов); свыше 10 лет – 16,5% (126 зуба) (Рисунок 10).

Сроки переломов и трещин с момента наложения композитной пломбы составляли: до 3 лет – 14,4% (80 зубов); до 5 лет – 43,3% (241 зубов); до 10 лет – 28,6% (159 зубов); свыше 10 лет – 13,8% (77 зубов).

Переломы и трещины зубов под мостовидными протезами наступали в сроки с момента их фиксации: до 3 лет – 15,7% (44 зуб); до 5 лет – 45,2% (127 зубов); до 10 лет – 23,1% (65 зубов); свыше 10 лет – 16,0% (45 зубов).

Опорные зубы кламмеров и замков несъемных протезов подвергались трещинам и переломам в сроки с момента наложения протеза до 3 лет – 7,4% (7 зубов); до 5 лет – 63,2% (60 зуба); до 10 лет – 24,2% (23 зуба); свыше 10 лет – 5,3% (5 зубов).

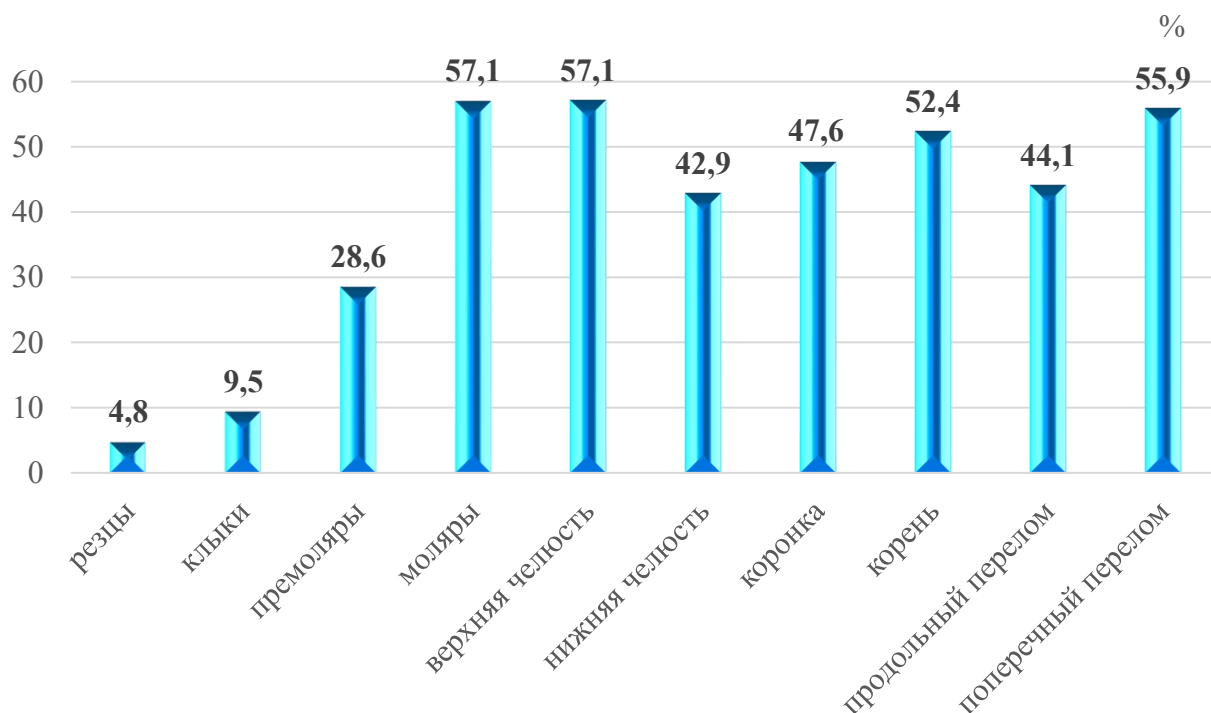


Рисунок 8 – Условия функционирования зубов при выявлении переломов и трещин (локализация и топография переломов и трещин) (КЦС)



Рисунок 9 – Условия функционирования зубов при выявлении переломов и трещин (КЦС)



Рисунок 10 – Условия функционирования зубов при выявлении переломов и трещин (сроки с момента завершения предшествующего лечения и протезирования) (КЦС)

Сравнение цифрового материала глав 3.1.1 и 3.1.2 показало близость таких данных как встречаемость на практике трещин и переломов зубов, их распространенности на верхней челюсти; примерно одинаковой выявляемости на уровне коронки или корня зуба; преимущества переломов и трещин в девитализированных зубах; близкого влияния таких биомеханических факторов как окклюзионный супраконтат, периапикальная и пришеечная резорбция костной ткани, большая полость в зубе, объемная композитная реставрация, пришеечная полость в зубе, наличие культевой штифтовой вкладки, наличие искусственной коронки (Рисунок 11).

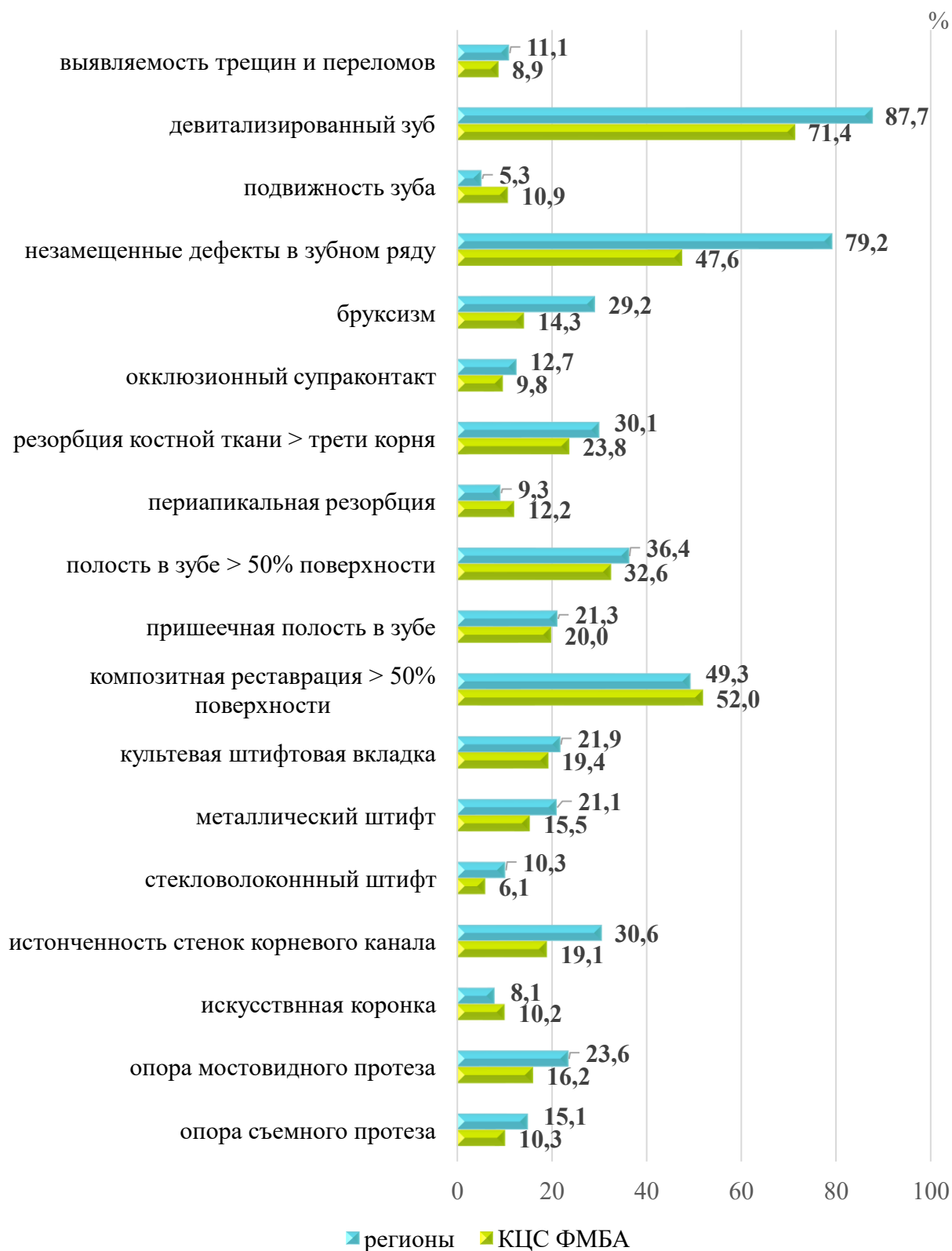


Рисунок 11 – Сравнение результатов анкетирования врачей из регионов и статистических данных КЦС ФМБА России по частоте и причинам переломов зубов

Однако, выявлены более высокие показатели в регионах: большее число зубов с переломами относительно зубов с выявленными трещинами (39,6% по анкетам и 28,6% в КЦС), большее число премоляров в структуре переломов и трещин (52,7% против 28,6%), большее число продольных трещин зубов (68,2% против 44,1%), более частое выявление при появлении трещин и переломов незамещенных дефектов в зубных рядах (79,2% против 47,6%), более частое выявление фактора бруксизма (29,2% против 14,3%), более частое наличие при переломах металлических и стекловолоконных штифтов (соответственно 21,1% и 10,3% против 3,9% и 6,1%), более частое выявление при переломах истонченности стенок корневого канала (30,6% против 19,1%), более частое выявление при переломах опор мостовидных протезов (23,6% против 6,7%) и съемных протезов (15,1% против 8,9%).

В регионах отмечены более короткие сроки до переломов и трещин зубов с момента девитализации зубов (до 3 лет – 30,8% против 12,7%), фиксации коронки и мостовидного протеза (до 3 лет – 29,2% против 15,7%), наложения съемного протеза (до 3 лет – 39,0% против 7,4%).

Разница изложенных выше показателей между данными анкетирования врачей из регионов России и статистическими данными КЦС ФМБА России можно объяснить не только субъективностью анализа, характерного для метода анкетирования, но более высоким качеством стоматологического лечения и диагностики в КЦС ФМБА России, нивелирующим количество и влияние неблагоприятных факторов, обуславливающих развитие трещин и переломов.

3.2 Трехмерный математический анализ напряженно-деформированного состояния зуба и окружающих тканей при функциональных нагрузках

Интегральные напряжения при вертикальной нагрузке однокорневого зуба достигают 34,204 МПа по окклюзионной поверхности зуба (Таблица 4, Рисунок 12а). Эти напряжения в верхней части эмали снижаются до 28,265 МПа и до 10,448

МПа в средней части скатов эмали, а также на границе эмали с дентином (вплоть до шейки зуба). В других отделах анализа небольшие напряжения – до 4,509 МПа.

Заметно увеличение напряжений при смещении вектора нагрузки с вертикального на угловое 45°. Степень увеличения по окклюзионной поверхности достигает 27,8% (43,705 МПа). (Рисунок 126).

В эмали напряжения зависят от стороны относительно точки приложения нагрузки и от локализации зоны анализа вдоль ската эмали. Так, в верхней трети эмали (со стороны нагрузки) напряжения 29,297 МПа, а ближе к шейке зуба – 14,889 МПа; с другой стороны от нагрузки верхняя треть эмали подвержена напряжениям 14,889 МПа, ближе к шейке – 7,685 МПа.

В дентине корня напряжения 36,501 МПа смещаются в среднюю часть корня зуба.

Отмечаются напряжения 29,297 МПа в кортикальной костной ткани в зоне контакта вертикальной и базальной кортикальных пластин на фоне небольших напряжений в челюсти (7,685 МПа).

Таблица 4 – Максимальные величины напряжений при функциональной нагрузке зуба

Объект анализа	Эмаль	Дентин	Цемент	Кортикальная кость	Губчатая кость
Нагрузка					
Вертикальная	34,204	9,174	2,819	5,066	1,382
Наклонная	43,705	56,469	15,832	27,909	4,375

Таким образом, при анализе интегральных напряжений в масштабе всего зуба вертикальная нагрузка вызывает максимальные напряжения по окклюзионной поверхности в пределах эмали, составляющие 34,204 МПа, которые уменьшаются по направлению к шейке зуба до минимума. Степень увеличения напряжений при

наклонной нагрузке – 27,8%. Однако, появляются напряжения заметной величины вдоль корня зуба и по наружной поверхности челюсти в ее нижней половине.

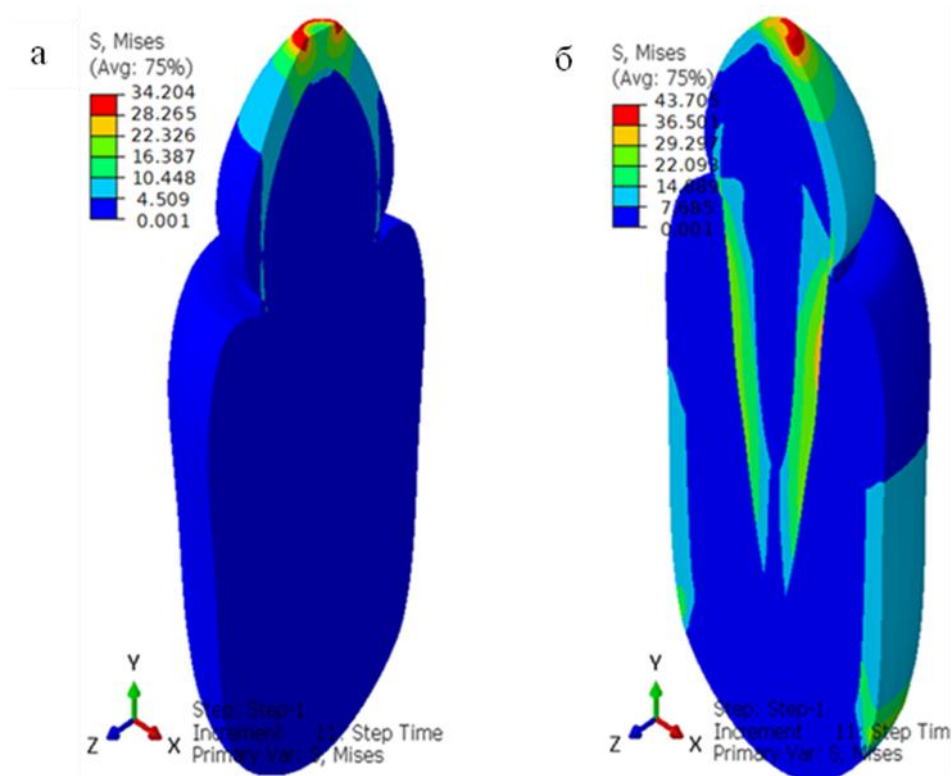


Рисунок 12 – Величина и распределение напряжений в однокорневом зубе при вертикальной и наклонной нагрузках (соответственно а, б)

В эмали самые большие напряжения (34,204 МПа) выявляются по окклюзионной поверхности; по направлению к экватору напряжения снижаются от 28,265 МПа до 10,448 МПа, и далее по направлению к шейке зуба до 4,509 МПа. Заметна узкая полоса увеличения напряжений в эмали вдоль шейки зуба (10,448 МПа) (Рисунок 13)

Степень увеличения напряжений при наклонной нагрузке составляет 27,8% (43,705 МПа). Со стороны приложения нагрузки напряжения постепенно снижаются по направлению к шейке зуба, достигая узкой полосой у шейки зуба 7,685 МПа (по наружной поверхности). С противоположной стороны происходит резкое снижение напряжения при переходе окклюзионной плоскости в скат эмали до 7,685 МПа. Такие напряжения сохраняются с противоположной стороны нагрузки по наружной поверхности эмали. Важно отметить более высокие

напряжения с внутренней стороны эмали по периметру шейки зуба со всех сторон – 29,287 МПа.

На фоне основного объекта напряжений – окклюзионная поверхность при обоих видах нагрузки заметна вторая зона высоких напряжений в эмали – по периметру шейки зуба.

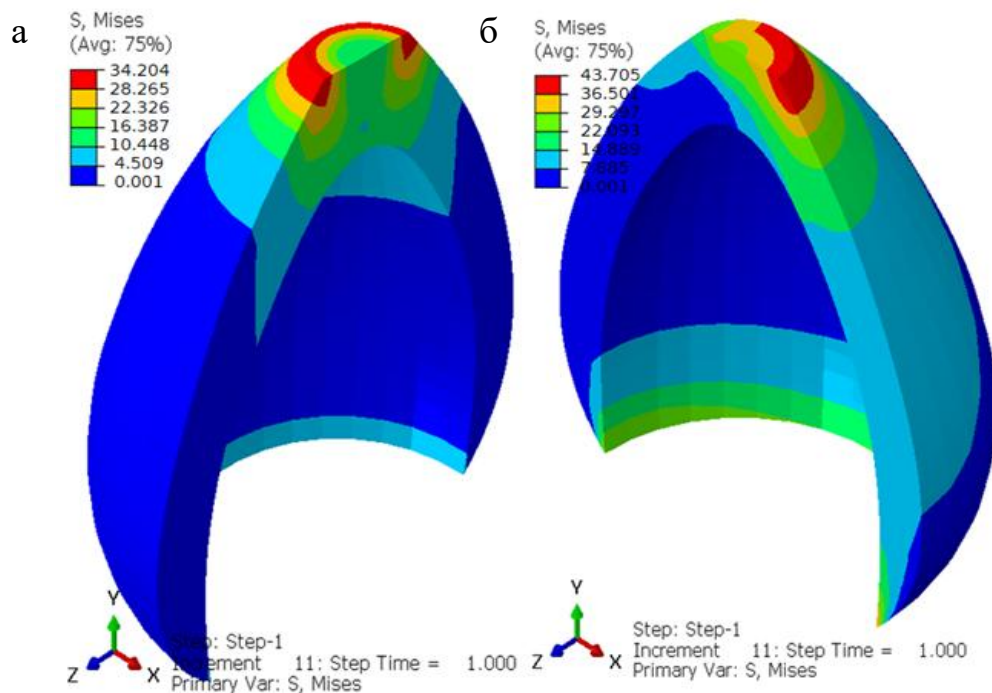


Рисунок 13 – Величина и распределение напряжений в эмали однокорневого зуба при вертикальной и наклонной нагрузках (соответственно а, б)

При анализе интегральных напряжений дифференцированно в дентине отмечаются максимальные напряжения в проекции окклюзионной плоскости величиной 9,174 МПа (Рисунок 14). Напряжение снижается от окклюзионной поверхности к экватору, достигая значения 2,184 МПа, затем снова увеличивается к шейке зуба, где достигает 8,009 МПа, после чего в корне распределяется следующим образом: в верхней его трети составляет 5,679 МПа, в средней трети – 4,514 МПа, в нижней – 3,349 МПа.

Рассматривая величины напряжений в дентине однокорневого зуба при нагрузке, приложенной под углом, отмечаем минимальные значения в области окклюзионной поверхности, составляющие 10,230 МПа, что на 11,5% больше, чем

при вертикальной нагрузке. Далее нагрузка увеличивается к экватору зуба, составляя 19,478 МПа, в области шейки – 28,726 МПа. Максимальных значений напряжения достигают в области верхней и средней трети зуба с внешней стороны и составляют 56,469 МПа, при этом со стороны канала регистрируются напряжения величиной 28,726 МПа, затем в нижней трети зуба величина напряжений снижается, достигая 10,230 МПа в области апикальной дельты.

Таким образом, при вертикальной нагрузке дентин однокорневого зуба испытывает максимальную нагрузку в области проекции окклюзионной плоскости, также наблюдается вторая зона повышенного напряжения в области шейки зуба. При наклонной нагрузке дентин однокорневого зуба испытывает нагрузку 6,15 раз больше, при этом зона максимальных напряжений перемещается в область верхней и средней трети наружной поверхности дентина корня зуба.

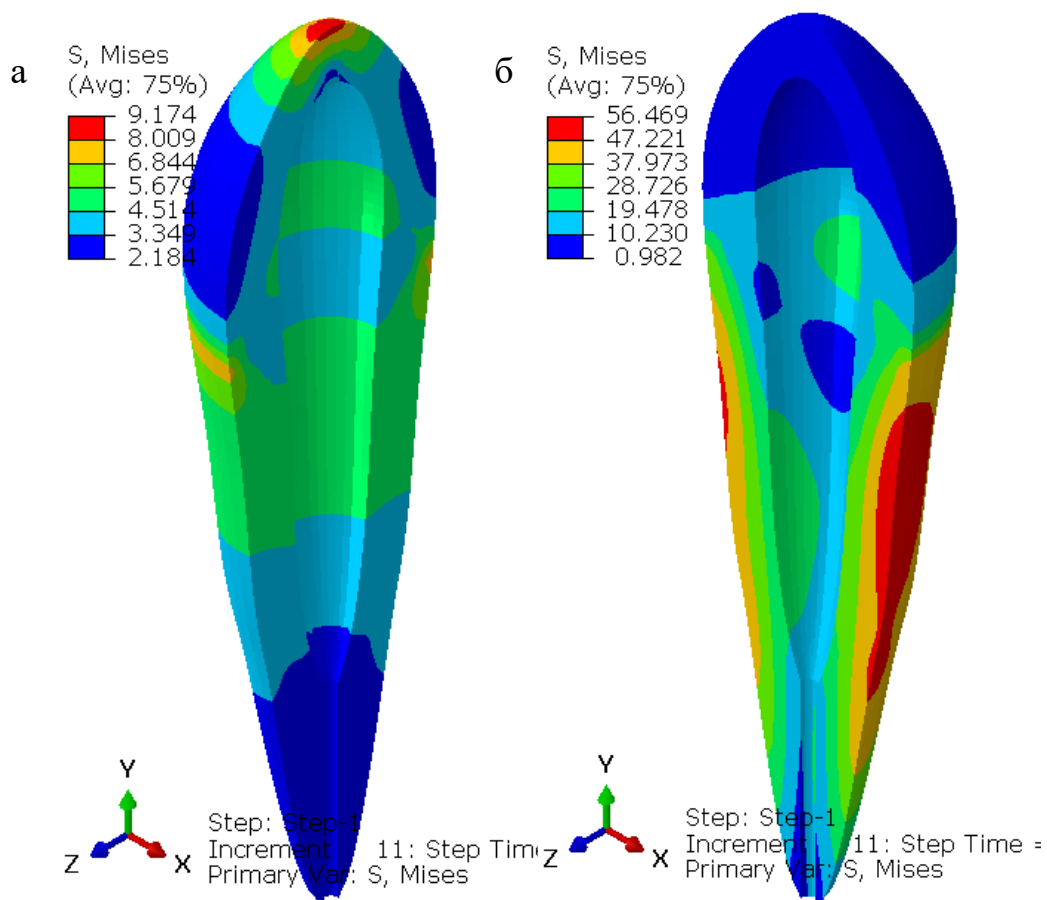


Рисунок 14 – Величина и распределение напряжений в дентине однокорневого зуба при вертикальной и наклонной нагрузках (соответственно а, б)

В цементе, испытывающем вертикальную нагрузку, максимальное напряжение регистрируется в области шейки зуба и составляет 2,819 МПа (Рисунок 15). Далее величина напряжений снижается по направлению к апексу в верхней трети корня составляя 1,913 МПа, в средней трети корня – 1,611 МПа, в нижней трети корня – 1,309 МПа. В области апикальной дельты напряжения вновь несколько возрастают.

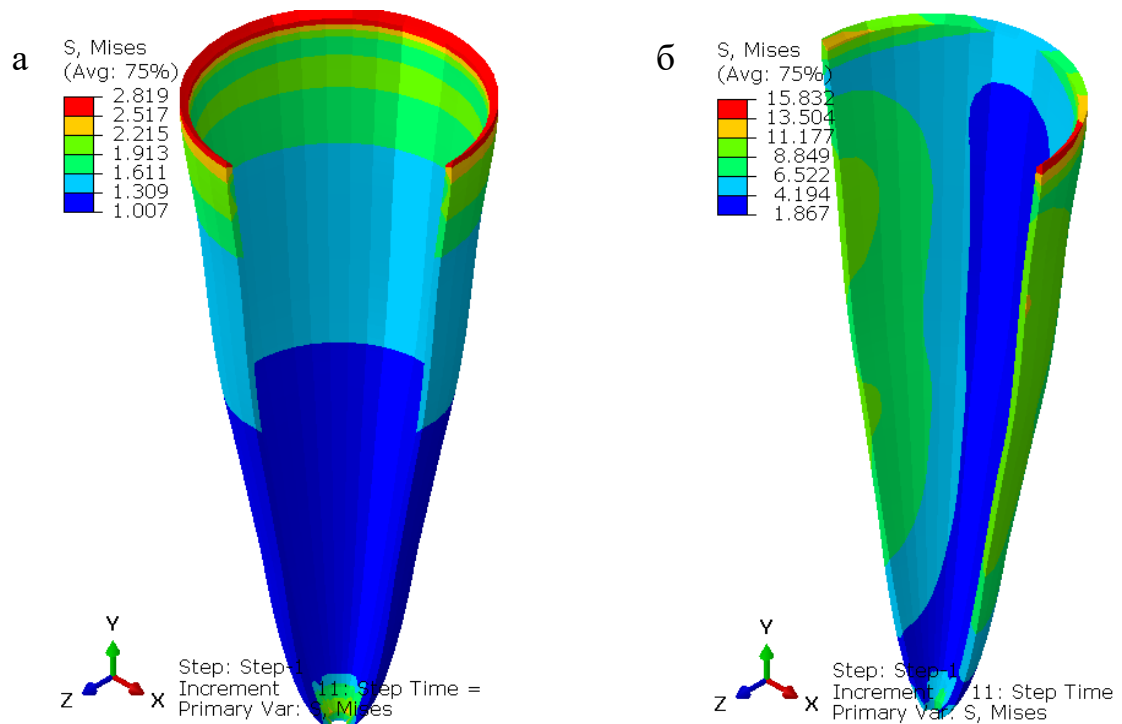


Рисунок 15 – Напряжённо-деформированное состояние цемента зуба в условиях вертикального (а) и наклонного (б) направления нагрузки

Наклонная нагрузка смещает в цементе напряжения к шейке зуба (точно 15,832 МПа), что в 5,61 раз больше напряжения, испытываемого этим же участком при вертикальной нагрузке. Далее распределение напряжений происходит в вертикальном направлении: со стороны приложения силы и противоположной ей наблюдается напряжение величиной 8,849 МПа с участками возрастания до 11,177 в верхней и средней третях корня. Между описанными вертикальными участками находятся зоны минимальной нагрузке в 4,194 МПа с переходными зонами, испытывающими нагрузку 6,522 МПа. В области апекса нагрузка минимальна и составляет 4,194 МПа, в области апикальной дельты точно нагрузка достигает

значений в 8,849 МПа. Таким образом, анализируя распределение напряжений в цементе при вертикальной и наклонной нагрузках, отмечаются максимальные значения в области шейки зуба в обоих случаях.

Степень нарастания напряжений при угловой нагрузке в цементе – 5,6 раз.

В кортикальной кости лунки максимум напряжений – у апекса корня (5,066 МПа) (Рисунок 16). Вторая зона высоких напряжений определяется в области нижней трети стенки альвеолы, где напряжения составляют 4,252 МПа. По направлению к шейке зуба напряжения снижаются.

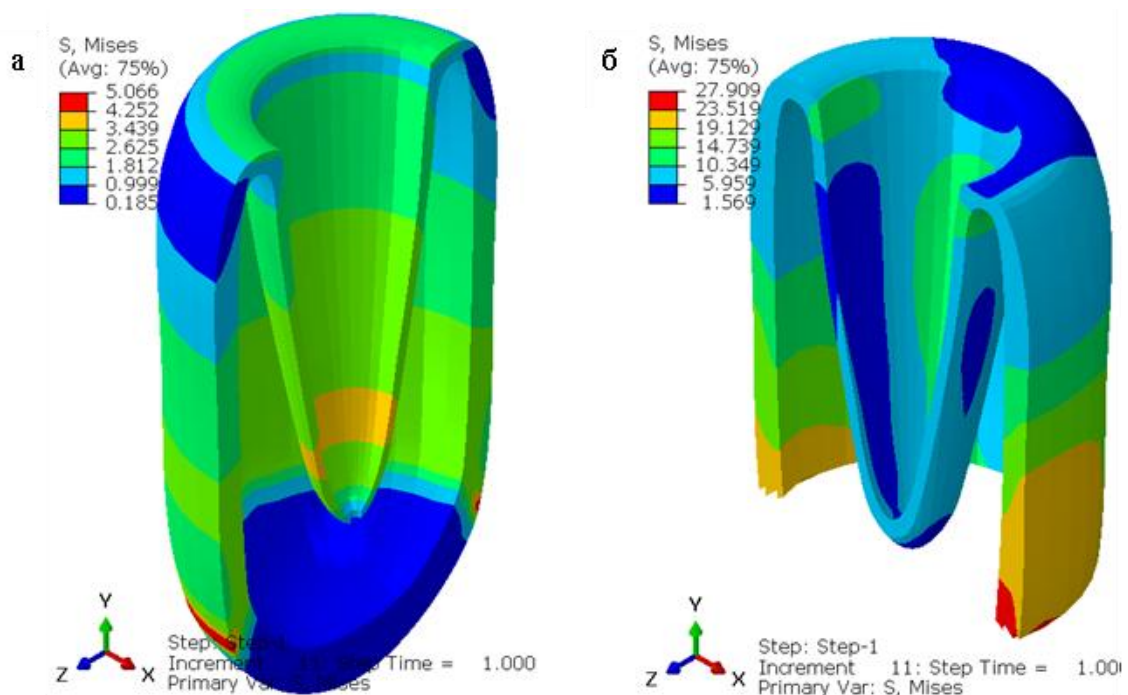


Рисунок 16 – Напряжённо-деформированное состояние кортикальной костной ткани в условиях вертикального (а) и наклонного (б) направления нагрузки

Смещенное под углом нагрузка приводит к напряжениям вокруг апекса корня (27,909 МПа); таким образом, увеличение в сравнение с осевой нагрузкой – в 5,5 раз. К шейке зуба вдоль лунки напряжения снижаются до 23,519 МПа (нижняя треть), 19,129 МПа (средняя треть), 10,349 МПа (верхняя треть). В области шейки зуба нагрузка распределяется неравномерно: со стороны приложения силы регистрируется напряжение 14,739 МПа, с противоположной стороны – 5,959 МПа, между этими двумя точками находится переходная зона, испытывающий напряжение 10,349 МПа. Напряжения в стенке альвеолы также распределяются

неравномерно: со стороны приложения силы вдоль корня зуба определяется вертикальная зона, испытывающая нагрузку в 5,959 МПа. По бокам от вектора приложения силы регистрируются вертикальные зоны напряжений величиной 14,739 МПа. В области апекса зуба напряжения минимальны и составляют 5,969 МПа.

Максимум напряжения в губчатой лунке зуба выражен при вертикально-направленной нагрузке под апексом зуба (1,382 МПа) (Рисунок 17). Минимальные значения напряжений определяются у шейки зуба.

Губчатая кость испытывает более высокие напряжения до 4,375 МПа при наклоне вектора нагрузки. Это напряжение локализуется у шейки и верхушки зуба и больше модели с осевой нагрузкой в 3,16 раз. Со стороны приложения силы вдоль всего корня напряжение составляет 3,658 МПа, с противоположной стороны – 2,226 МПа. Минимальные напряжения испытывают зона верхушки корня и шейки зуба в точке, перпендикулярной вектору приложения силы, где регистрируется напряжение величиной 1,509 МПа. Тело челюсти испытывает нагрузку 0,793 МПа.

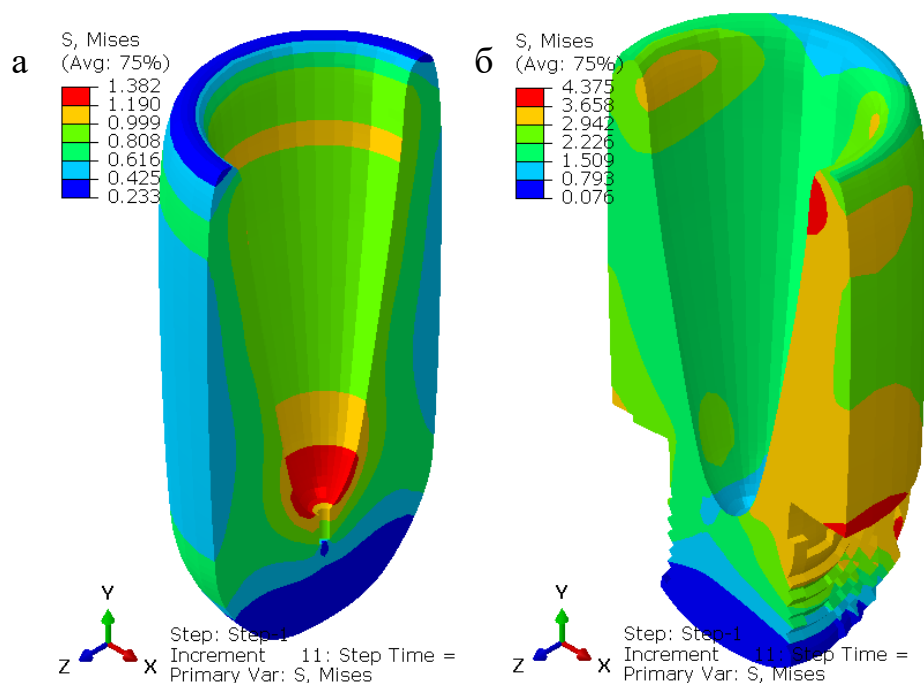


Рисунок 17 – Напряжённо-деформированное состояние губчатой костной ткани в условиях вертикального (а) и наклонного (б) направления нагрузки

3.3 Напряженно-деформированное состояние зуба и подлежащей костной ткани под воздействием неблагоприятных биомеханических факторов

Результаты математического моделирования напряженно-деформированного состояния зуба при различных биомеханических условиях функционирования показали влияние неадекватных биомеханических факторов на величину и распределение напряжений в анализируемых тканях зуба и окружающей костной ткани (Таблица 5, Рисунки 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40). Неблагоприятные воздействия, а именно увеличение напряжений происходит не только при наклонной, но и при вертикальной нагрузке дифференцированно в разной степени в моделируемых тканях.

Таблица 5 – Максимальные величины напряжений при функциональной нагрузке зуба в неблагоприятных биомеханических условиях

Вертикально-направленная нагрузка

При повышенном стирании эмали (в условиях модели на 30%) степень увеличения напряжений составляет 46,5% (63,973 МПа); в дентине – 31,6% (13,407 МПа); в костной ткани при вертикально-направленной нагрузке напряжения в условиях стирания эмали не происходит.

При уменьшении плотности костной ткани снижаются напряжения в эмали на 29,0% (24,277 МПа), в других тканях изменений не происходит.

При резорбции костной ткани (в модели на 1/3 длины корня) повышаются напряжения в дентине на 20,5% (11,546 МПа) и костной ткани (на 4,5% в кортикальной кости, 5,304 МПа; на 19,6% в губчатой кости, 1,720 МПа). В модели с резорбцией на 1/2 степень увеличения напряжений в дентине достигает 42,2% (15,866 МПа), в кортикальной кости – на 21,8% (6,478 МПа), в губчатой – на 39,9% (2,298 МПа).

По законам сопромата степень увеличения напряжений во всех тканях модели при увеличении нагрузки пропорциональна.

Резкое увеличение напряжений (на 72,3%, 123,636 МПа) регистрируется в точке окклюзионного супраконтакта в эмали; также увеличиваются напряжения в дентине (на 51,1%, 18,745 МПа).

Появление полости в зубе вследствие кариеса повышает напряжения в эмали – на 51% (87,520 МПа), в дентине – на 25,4% (12,299 МПа), в кортикальной кости – на 23,9% (6,659 МПа), в губчатой кости – на 10,3% (1,985 МПа). В случае появления полости в пришеечной области напряжения в эмали еще более увеличиваются в сравнении с окклюзионной локализацией полости – на 37,4% (55,175 МПа). В то же время отмечено некоторое снижение напряжений в дентине – на 32,4% (8,313 МПа), в кортикальной и губчатой кости – соответственно на 14,8% и 42,0%, 5,674 МПа и 1,151 МПа. (Таблица 6). Смещение полости вдоль шейки зуба, в частности в межзубное пространство не изменяет картину напряженно-деформированного состояния.

Композитная пломба благоприятна для напряженно-деформированного состояния зуба, в частности в эмали напряжения нормализуются (22,192 МПа), также как в дентине 10,888 МПа, на 15,7% выше в сравнении с интактным зубом; в кортикальной костной ткани напряжения 6,220 МПа (на 18,5% выше в сравнении с интактным зубом). Изменение материала реставрации с композита на керамику практически не влияет на величину функциональных напряжений в тканях зуба. И в этом случае напряжения уменьшаются на 39,7% в эмали и 23,1% в дентине. В самой реставрации напряжения равны 24,614 МПа в композите и 31,126 МПа в керамике. Пломба из композита в пришеечной области снижает напряжения на 46,5% (29,506 МПа) в эмали, увеличивает на 19,6% напряжения в дентине (10,337 МПа) и в кортикальной кости – на 16,2% (6,769 МПа). Идентичный характер изменения напряжений в тканях зуба характерен для пришеечной полости на апроксимальной поверхности зуба. В самой реставрации при локализации пришеечной области напряжения меньше на 48,1%.

Наклонная нагрузка

Относительно наклонной нагрузки проявляется более негативное влияние на напряжения во всех тканях зуба и окружающие лунки.

Если происходит истончение эмали напряжения в ней увеличиваются на 44% – до 78,003 МПа, также несколько увеличиваются напряжения в кортикальной кости (на 8,8% – 30,595 МПа).

В случае недостаточной плотности костной ткани наклонная нагрузка увеличивает напряжения в кортикальной кости на 45,4% (51,151 МПа) и в губчатой на 22,5% (5,644 МПа). Напротив, снижаются напряжения в эмали на 13,9% (37,610 МПа) и в дентине – на 17,6% (46,525 МПа).

При пришеечной резорбции костной ткани напряжения в дентине мало меняются, в кортикальной кости увеличиваются на 51% (56,918 МПа), в губчатой кости – 29,9% (6,240 МПа). Более глубокое поражение костной ткани при пародонтите – до 50% высоты корня зуба – еще в большей степени повышают

напряжения: в дентине на 24,7% (75,015 МПа), в кортикальной и губчатой кости – соответственно на 59,8% и 58,2% (69,431 МПа и 10,463 МПа).

Наклонная нагрузка в условиях супраконтакта повышает напряжения в эмали на 74,8% – до 173,188 МПа, также повышаются напряжения в кортикальной и губчатой кости – соответственно на 45,4 и 22,5% (51,152 МПа и 5,644 Па).

Полость на жевательной поверхности зуба приводит к увеличению напряжений на 50,1% в эмали (87,520 МПа). В других тканях изменения в сравнении с интактным зубом незначительны. В то же время наложение композитной пломбы увеличивает напряжения в эмали на 37,7% (70,193 МПа), а также в губчатой кости – 12,5% (5,003 МПа). Не заметно значимых отличий при использовании керамической вкладки вместо композита. В композитной реставрации напряжения – до 29,085 МПа; в керамике – 38,419 МПа. Влияние пришеечной полости в отличие от окклюзионной заключается в следующем: в эмали напряжения увеличиваются на 42,1% по сравнению окклюзионной локализацией (151,286 МПа) (Таблица 6). Существенно увеличиваются напряжения в кортикальной кости у пришеечной полости – на 56,1% (62,164 МПа). Апроксимальная локализация пришеечной полости снижает напряжения в эмали и дентине в сравнение с полостью на щечной поверхности: соответственно на 29,1% и 23,8% (107,286 МПа и 39,177 МПа). Заполнение пришеечной полости композитом снижает напряжения в эмали на 25,2% (113,201 МПа). В самой реставрации из композита по сравнению с жевательной поверхностью напряжения больше на 37,8% (при ее расположении на вестибулярной поверхности) и на 21,8% – на апроксимальной поверхности.

Таблица 6 – Зависимость функциональных напряжений в зубе от расположения полости и материала реставрации

Биомеханические условия	Эмаль (в/н)	Дентин (в/н)	Кортикальн. кость (в/н)	Губчатая кость (в/н)
Полость на окклюзионной поверхности	<u>34,531</u> 87,520	<u>12,299</u> 56,278	<u>6,659</u> 27,260	<u>1,985</u> 4,877
Композитная реставрация на окклюзионной поверхности	<u>22,196</u> 70,193	<u>10,888</u> 45,269	<u>6,220</u> 30,026	<u>1,399</u> 5,003
Пришеечная полость на вестибулярной поверхности	<u>55,175</u> 151,286	<u>8,313</u> 51,447	<u>5,674</u> 62,164	<u>1,151</u> 5,092
Композитная реставрация пришеечной полости на вестибулярной поверхности	<u>29,506</u> 113,201	<u>10,337</u> 43,927	<u>6,769</u> 62,151	<u>1,151</u> 5,068
Пришеечная полость на апроксимальной поверхности	<u>55,175</u> 107,286	<u>8,313</u> 39,177	<u>5,674</u> 59,195	<u>1,151</u> 4,973
Композитная реставрация пришеечной полости на апроксимальной поверхности	<u>29,506</u> 101,860	<u>10,337</u> 37,992	<u>6,769</u> 59,197	<u>1,151</u> 4,973
Примечание: (в) – вертикальная нагрузка, (н) – наклонная нагрузка				

В сравнении с картиной распределения напряжений в тканях интактного зуба и окружающей костной ткани биомеханические факторы риска во многих случаях меняют характер распределения напряжений. Это не касается таких факторов, как стирание эмали; не происходит изменение картины распределения напряжений при изменении плотности кости альвеолы и ее убыли вследствие резорбции пришеечной части. В то же время происходит смещение максимальных напряжений в следующих ситуациях:

- углубление потери костной ткани межзубных перегородок наполовину длины корня (в дентине – в нижнюю треть корня, а в костной ткани – в нижнюю часть лунки);
- нагрузка зуба в условиях имеющейся кариозной полости (в эмали и дентине – в область шейки зуба) (при локализации полости в пришеечной области также

меняется распределение напряжений в кости альвеолы – они локализируются у апекса и вокруг верхней трети корня);

– заполнение полости в зубе композитным материалом или керамикой (появляются напряжения по краю композитной реставрации, совпадающие по локализации с напряжениями в эмали).

Композитная реставрация пришеечной полости с вестибулярной стороны зуба не меняет локализацию максимальных напряжений в дентине и костных тканях, однако в эмали происходит их смещение вдоль шейки эмали. Композитная реставрация пришеечной полости с апроксимальной поверхности зуба демонстрирует те же области максимальных напряжений в тканях зуба и костной ткани как при вертикальной, так и при наклонной нагрузках, что и при реставрации пришеечной полости на вестибулярной поверхности.

В материале композитной реставрации при обоих видах нагрузки напряжения идут вдоль края реставрации (в большей степени вдоль нижней половины реставрации), так же как в пломбе на окклюзионной поверхности.

Наличие окклюзионного супраконтакта изменяет, в сравнении с базовой моделью зуба, распределение напряжений только в эмали, концентрируя в одной точке максимальные напряжения как при вертикальной, так и при наклонной нагрузках. В дентине и костных тканях изменений в распределении напряжений не отмечается.

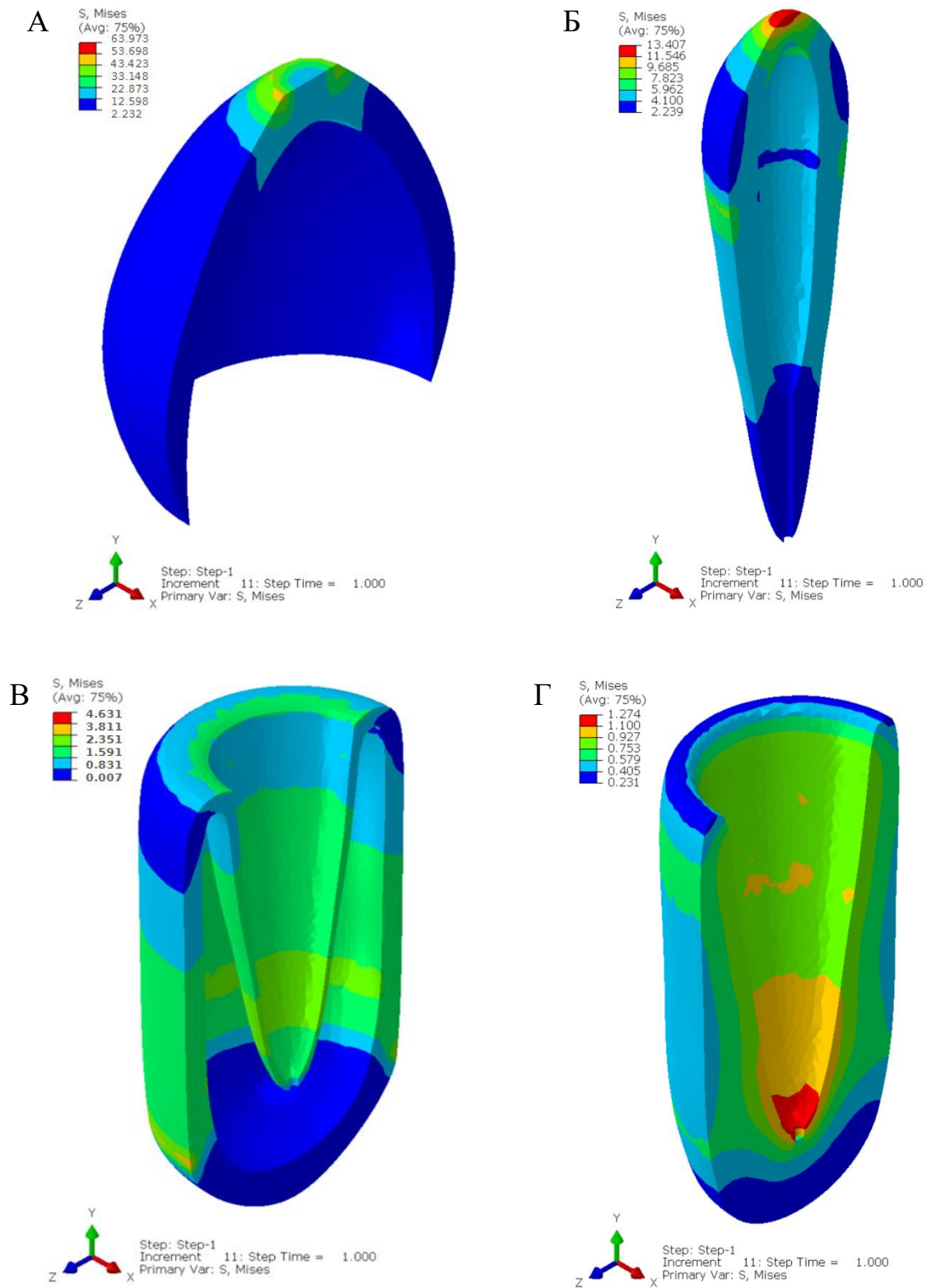


Рисунок 18 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при вертикальной нагрузке при повышенном стирании эмали

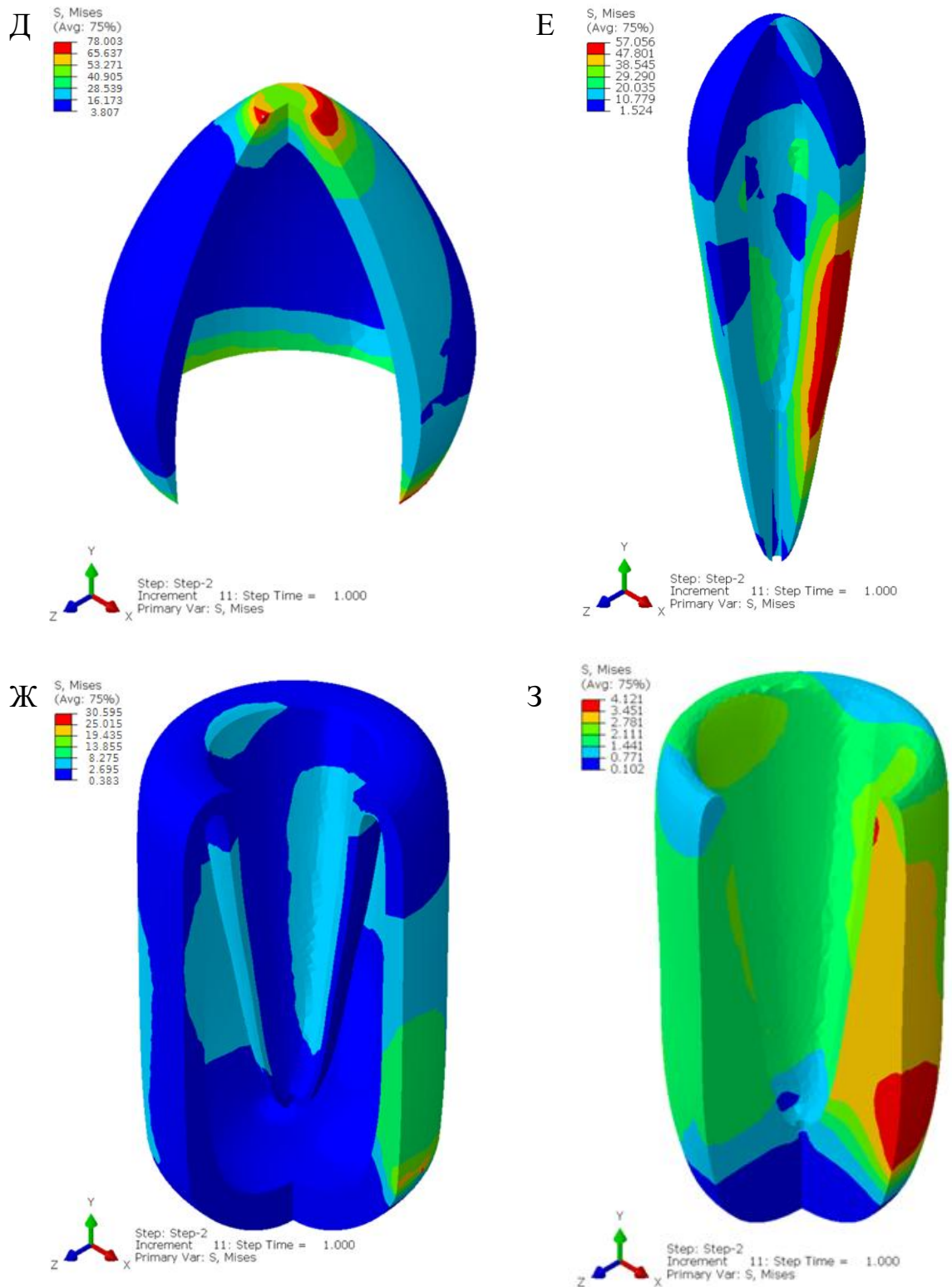


Рисунок 19 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (Д), дентине (Е), кортикальной (Ж) и губчатой (З) костной ткани при наклонной нагрузке при повышенном стирании эмали

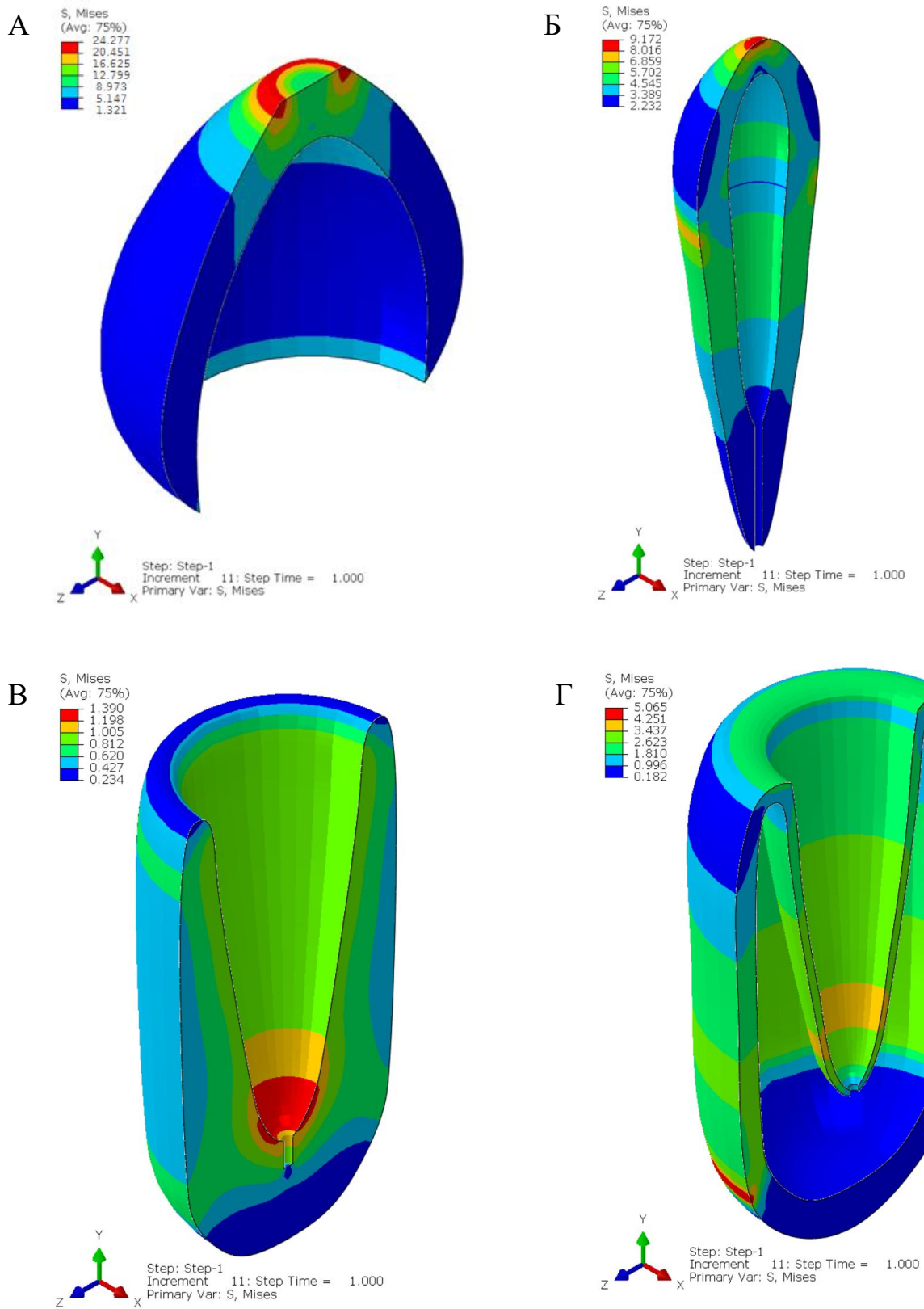


Рисунок 20 – Напряжённо-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при вертикальной нагрузке при уменьшении плотности костной ткани (на 30%)

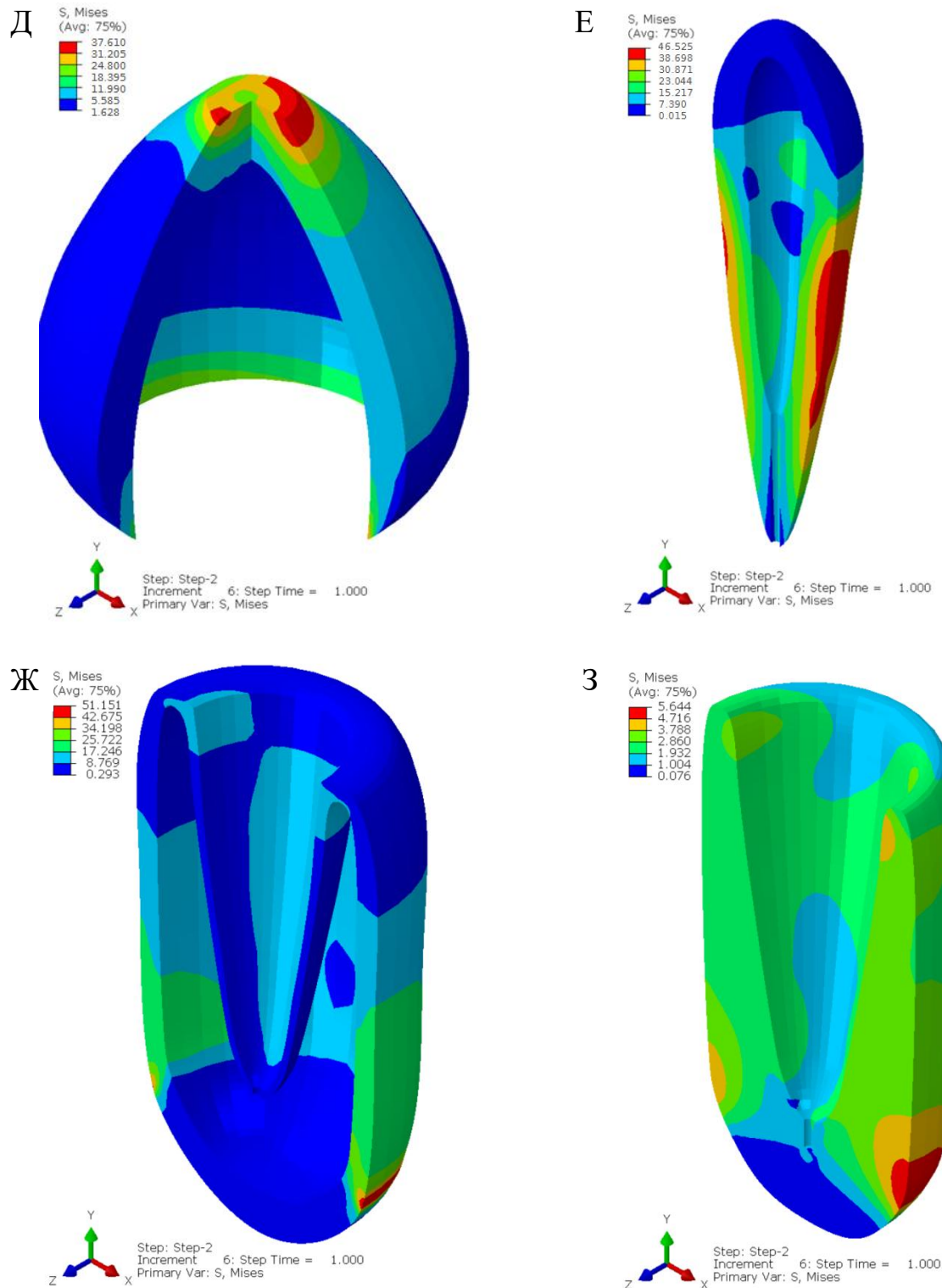


Рисунок 21 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (Д), дентине (Е), кортикальной (Ж) и губчатой (З) костной ткани при наклонной нагрузке при уменьшении плотности костной ткани (на 30%)

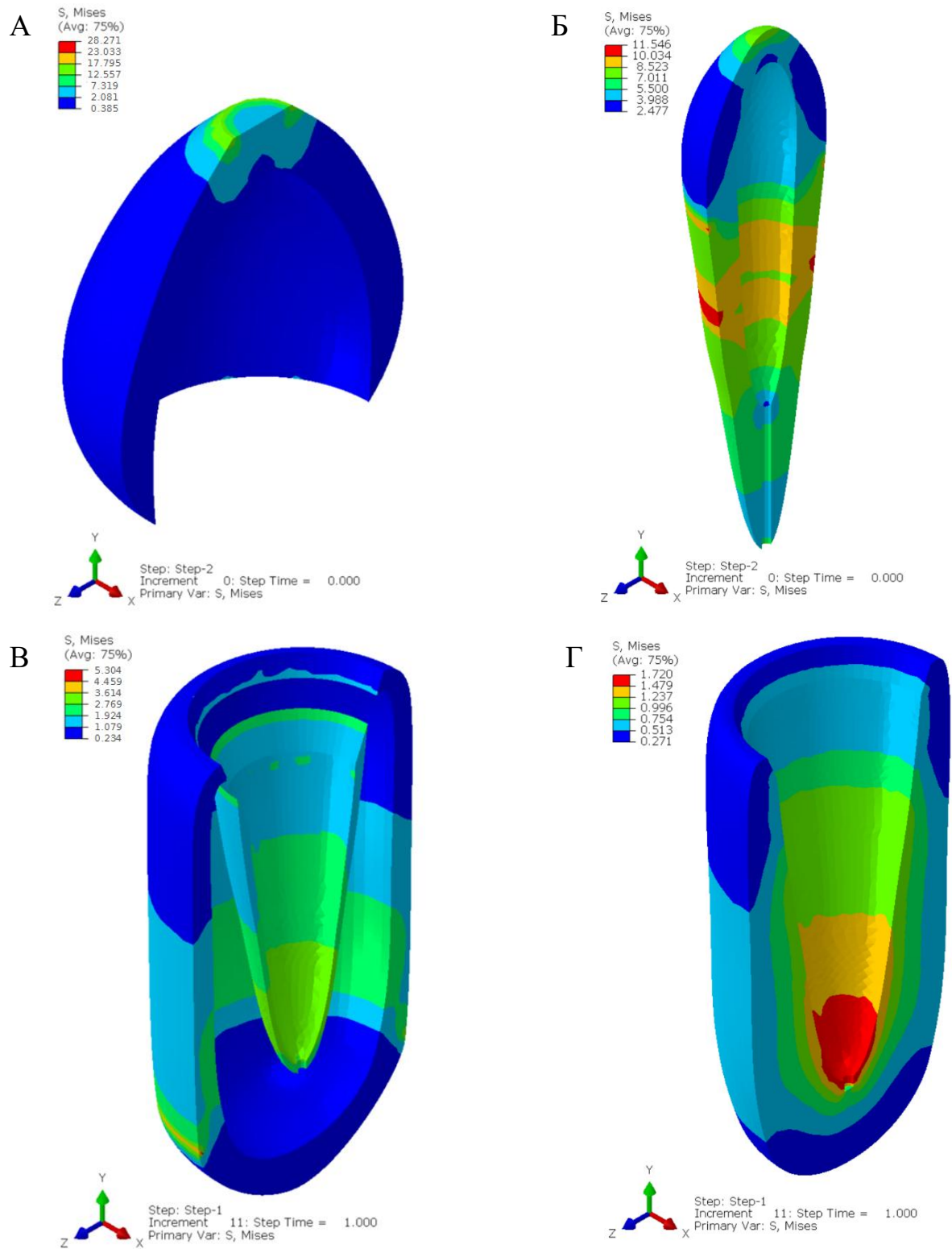


Рисунок 22 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при вертикальной нагрузке при убыли межзубных перегородок (на 30%)

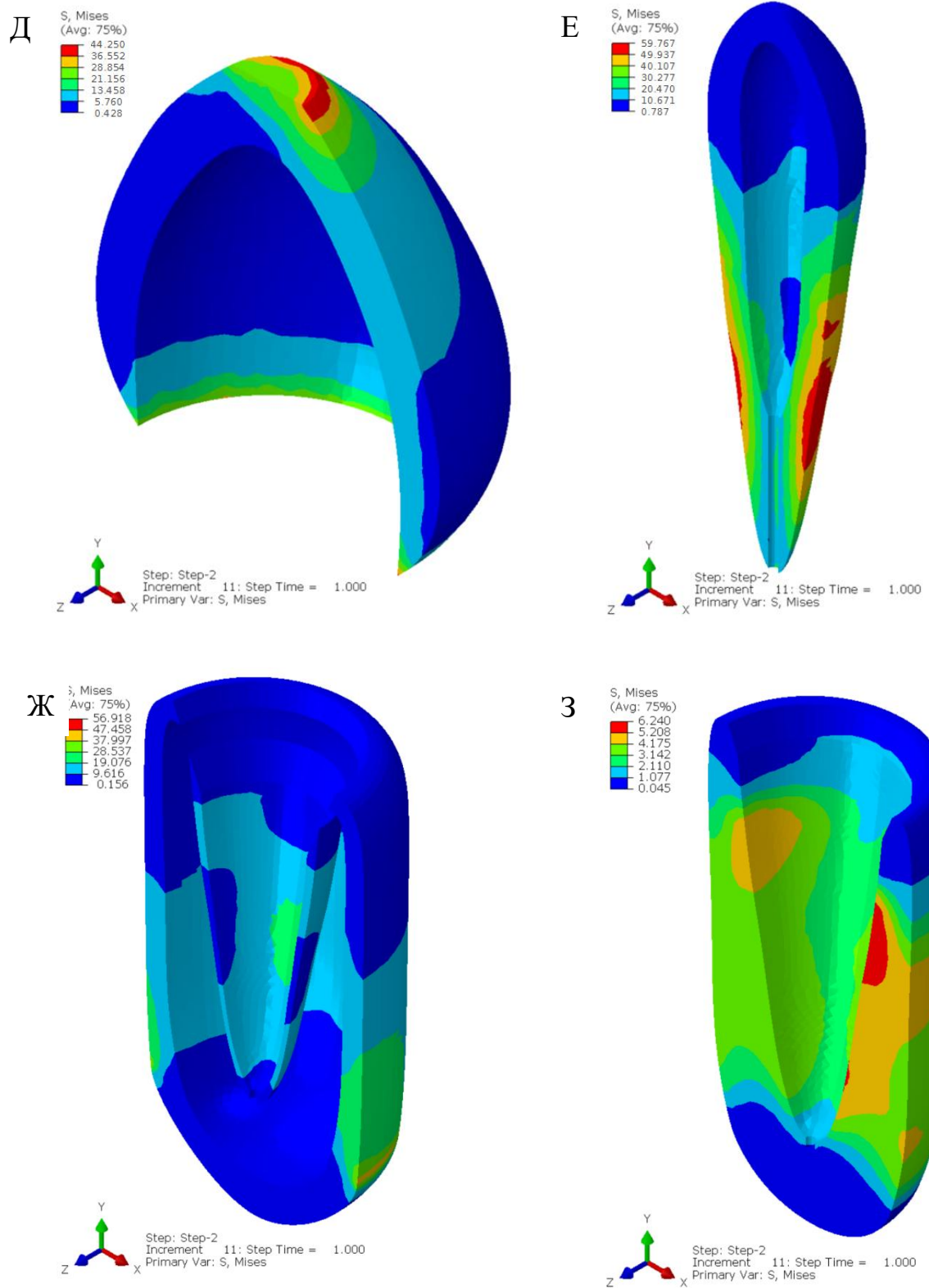


Рисунок 23 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (Д), дентине (Е), кортикальной (Ж) и губчатой (З) костной ткани при наклонной нагрузке при убыли межзубных перегородок (на 30%)

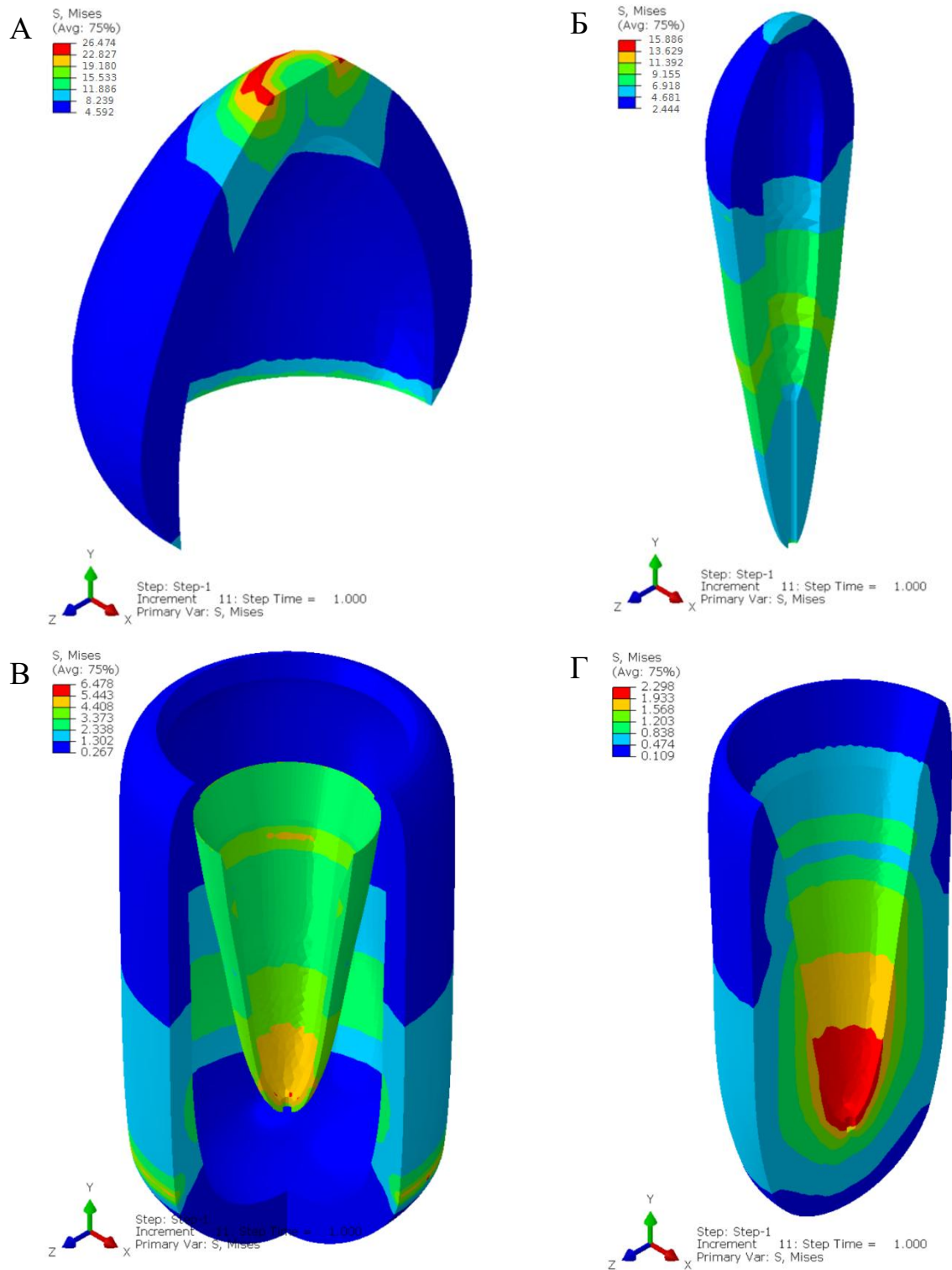


Рисунок 24 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при вертикальной нагрузке при убыли межзубных перегородок (на 50%)

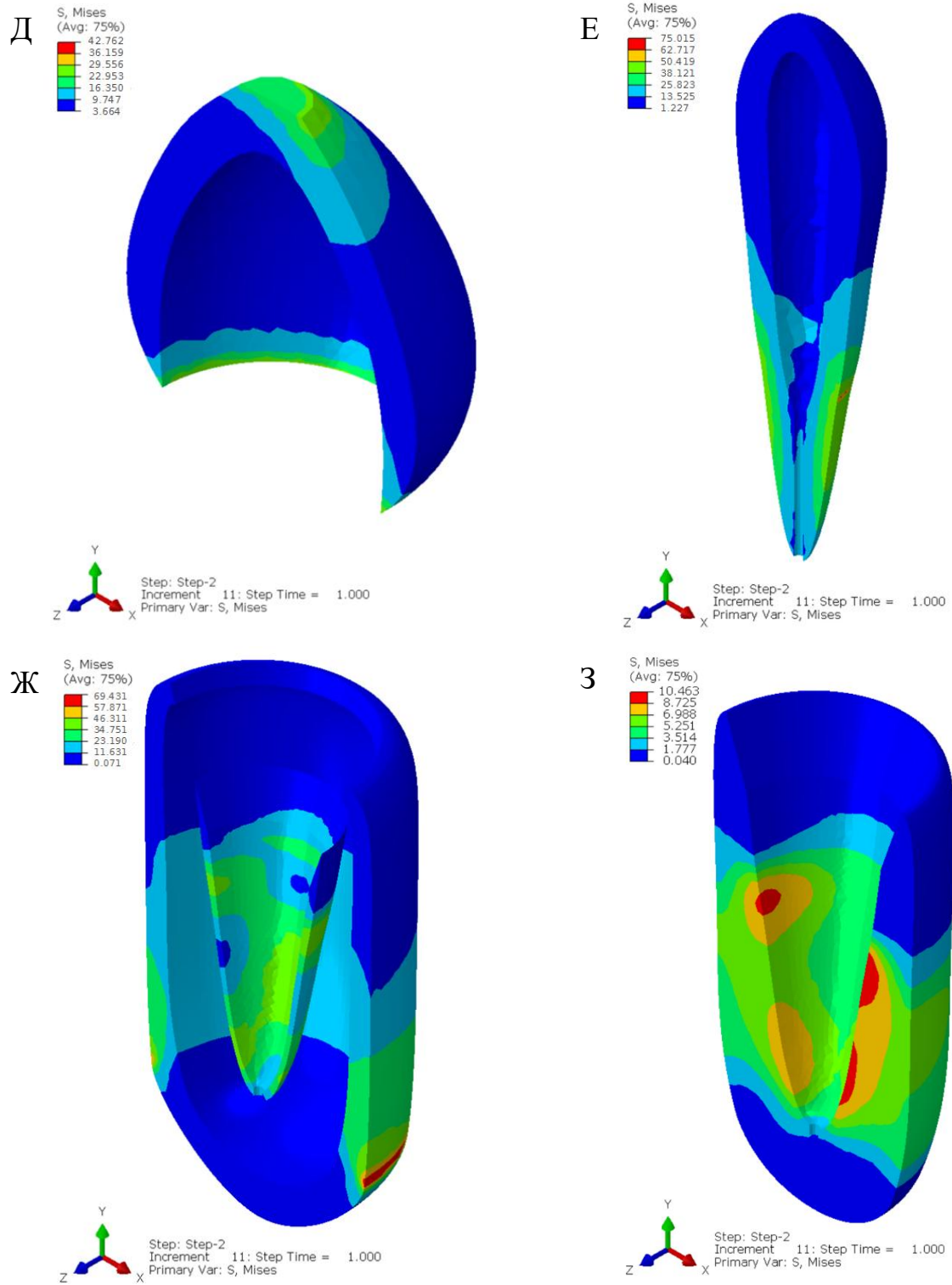


Рисунок 25 – Напряжённо-деформированное состояние в эмали (Д), дентине (Е), кортикальной (Ж) и губчатой (З) костной ткани при наклонной нагрузке при убыли межзубных перегородок (на 50%)

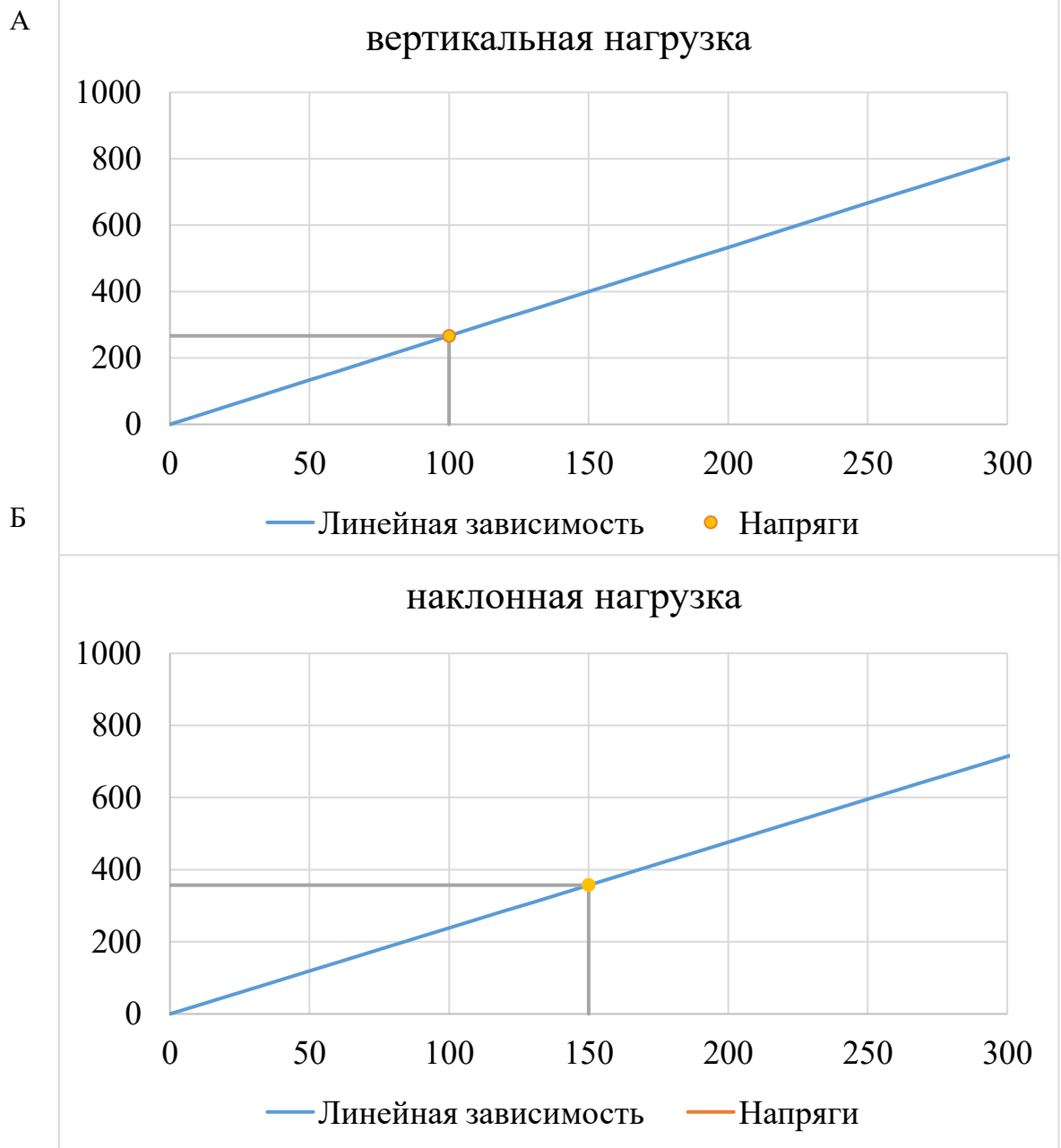


Рисунок 26 – Степень увеличения напряжений в модели в зависимости от прибавления величины нагрузки при вертикальном (А) и наклонном (Б) направлении

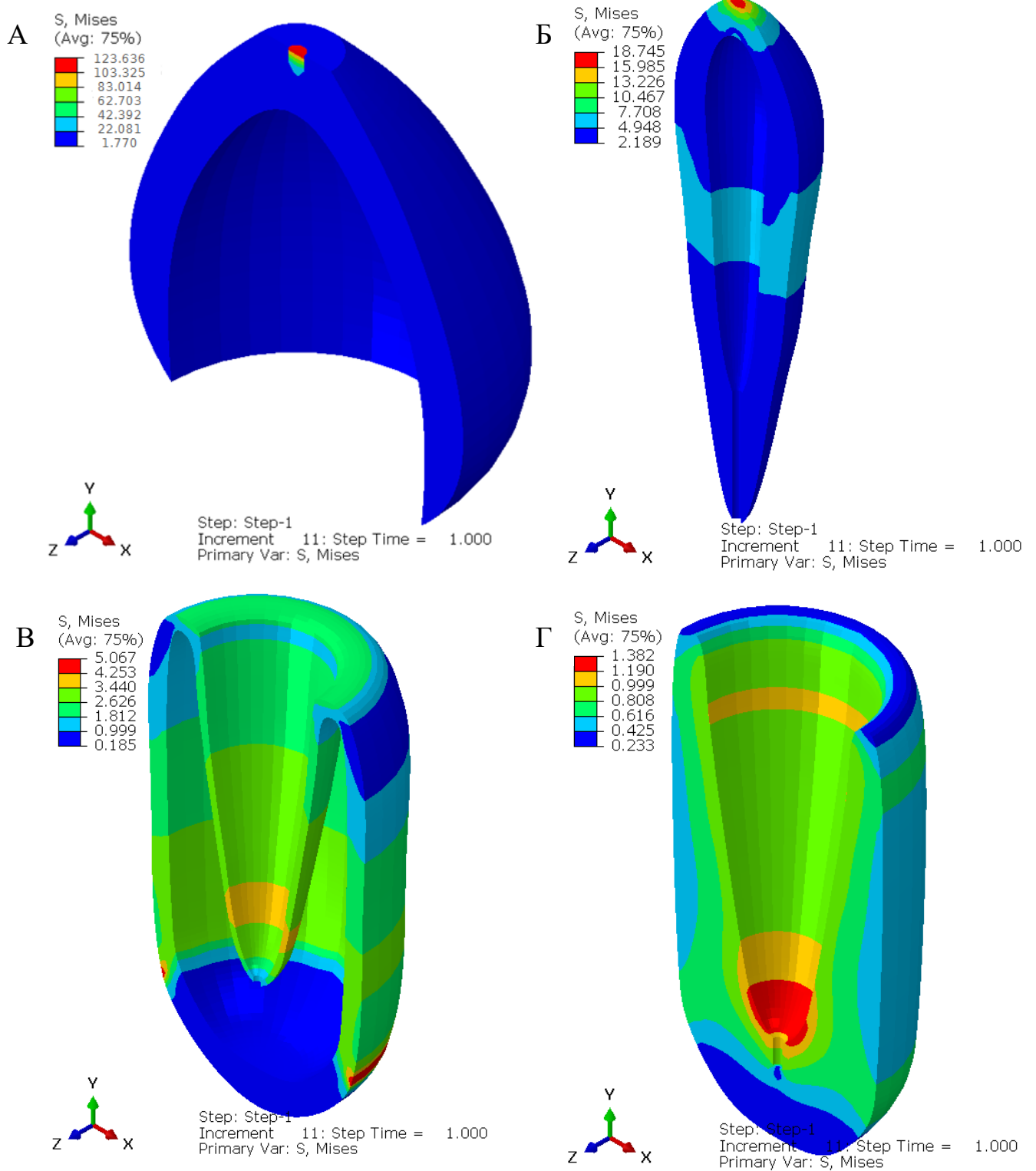


Рисунок 27 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при вертикальной нагрузке при окклюзионном супраконтакте

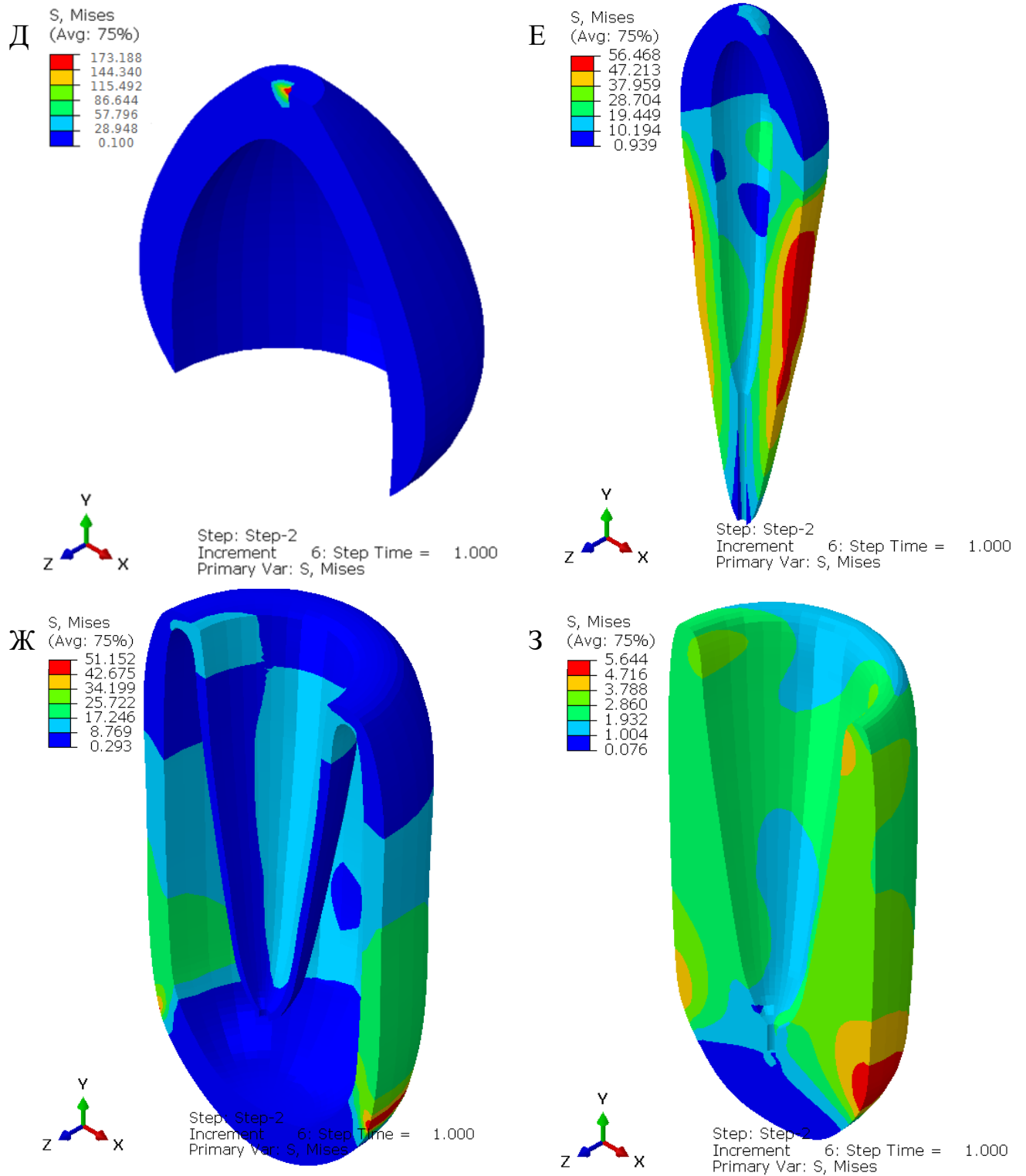


Рисунок 28 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (Д), дентине (Е), кортикальной (Ж) и губчатой (З) костной ткани при наклонной нагрузке при окклюзионном супраконтакте

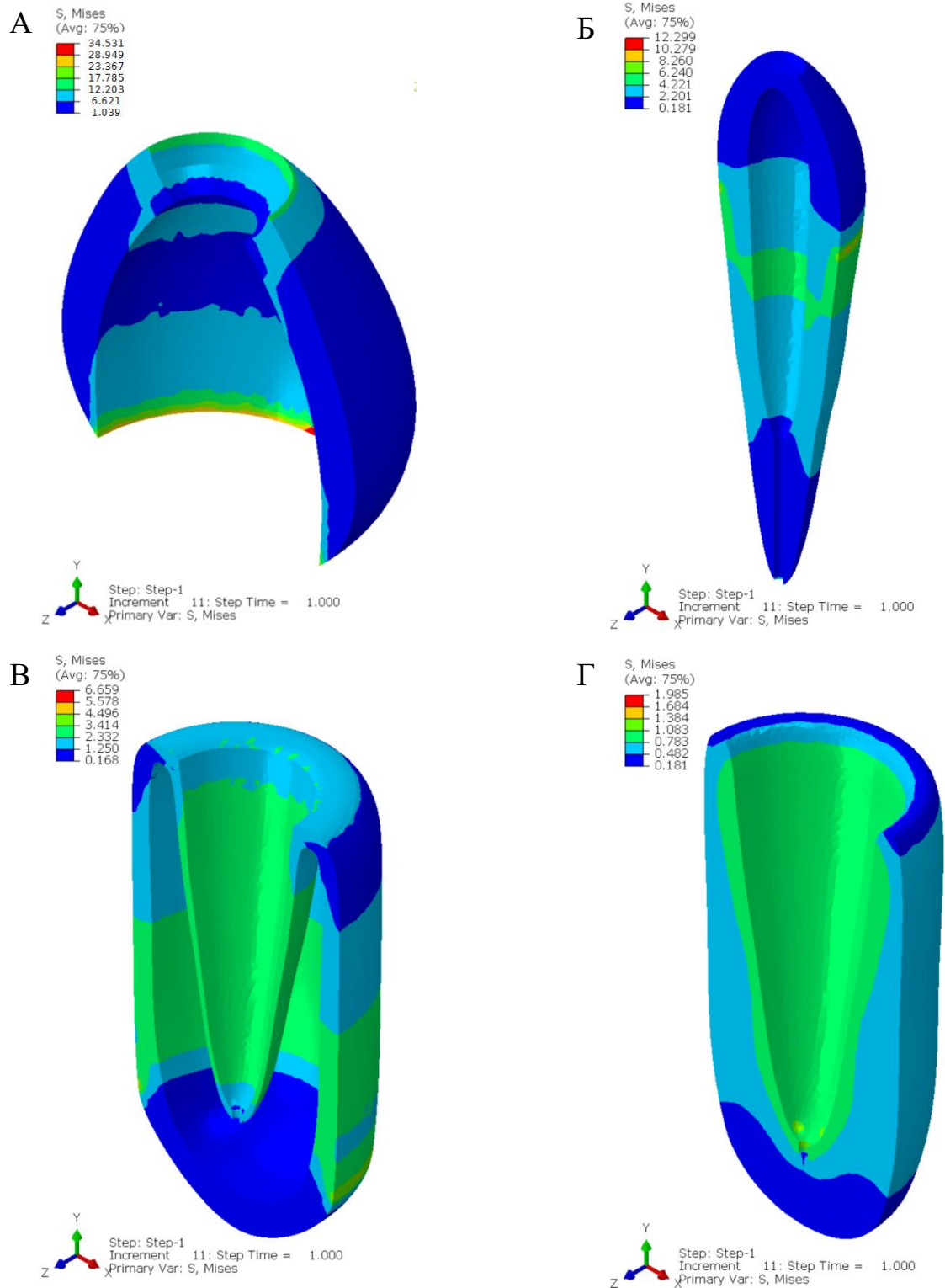


Рисунок 29 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при вертикальной нагрузке при наличии полости на окклюзионной поверхности

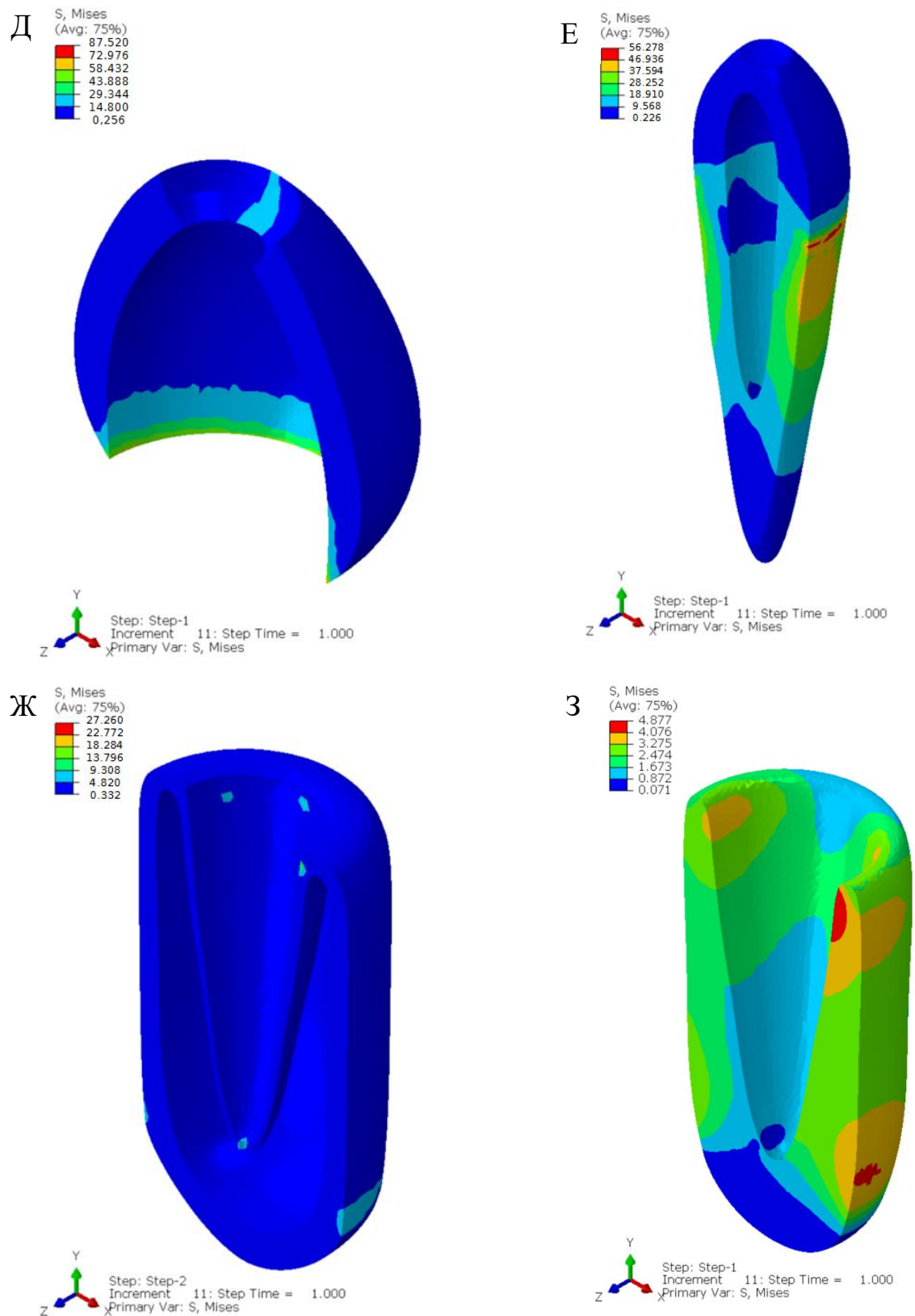


Рисунок 30 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (Д), дентине (Е), кортикальной (Ж) и губчатой (З) костной ткани при наклонной нагрузке при наличии полости на окклюзионной поверхности

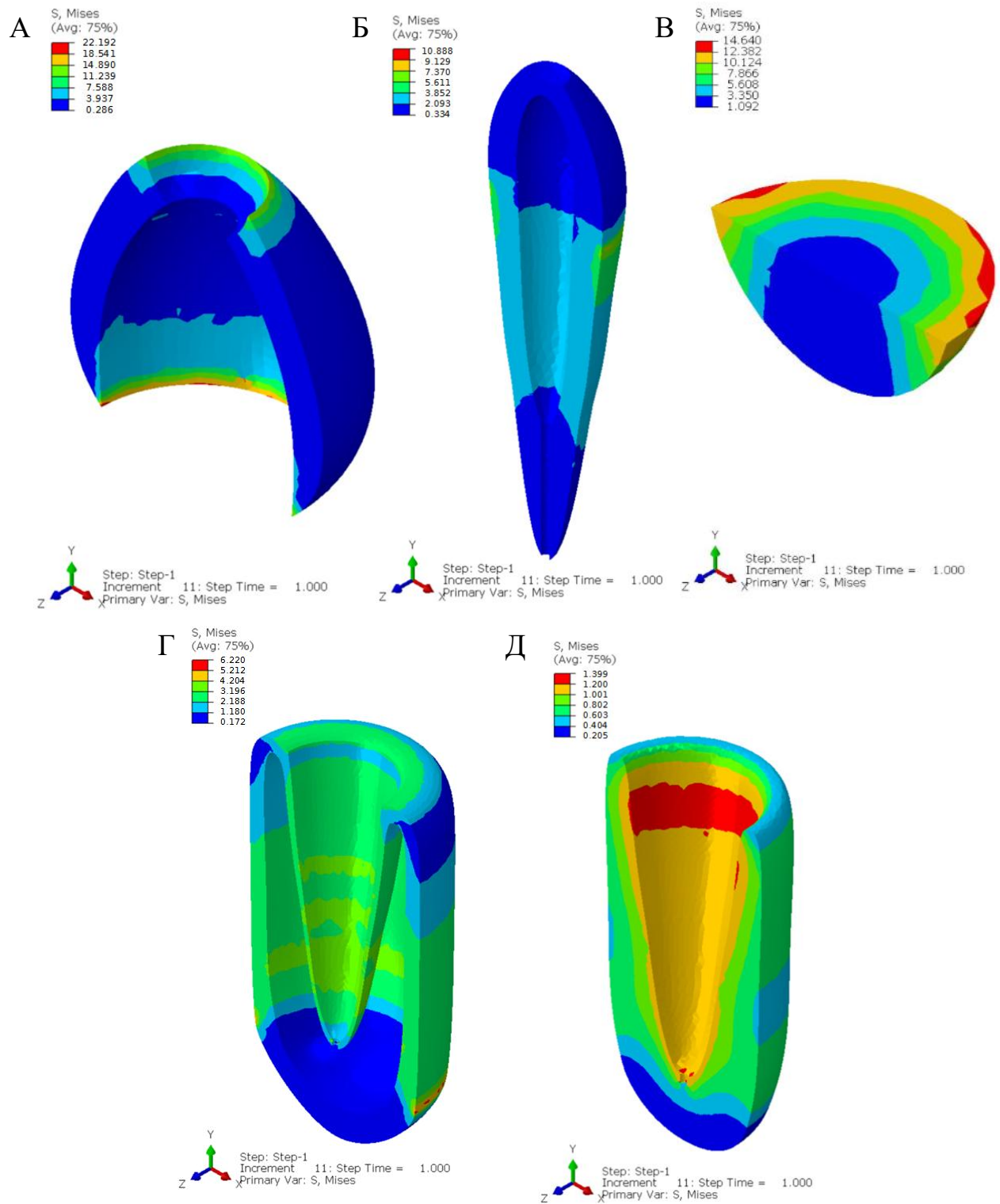


Рисунок 31 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), композите (В), кортикальной (Г) и губчатой (Д) костной ткани при вертикальной нагрузке при наличии реставрации на окклюзионной поверхности

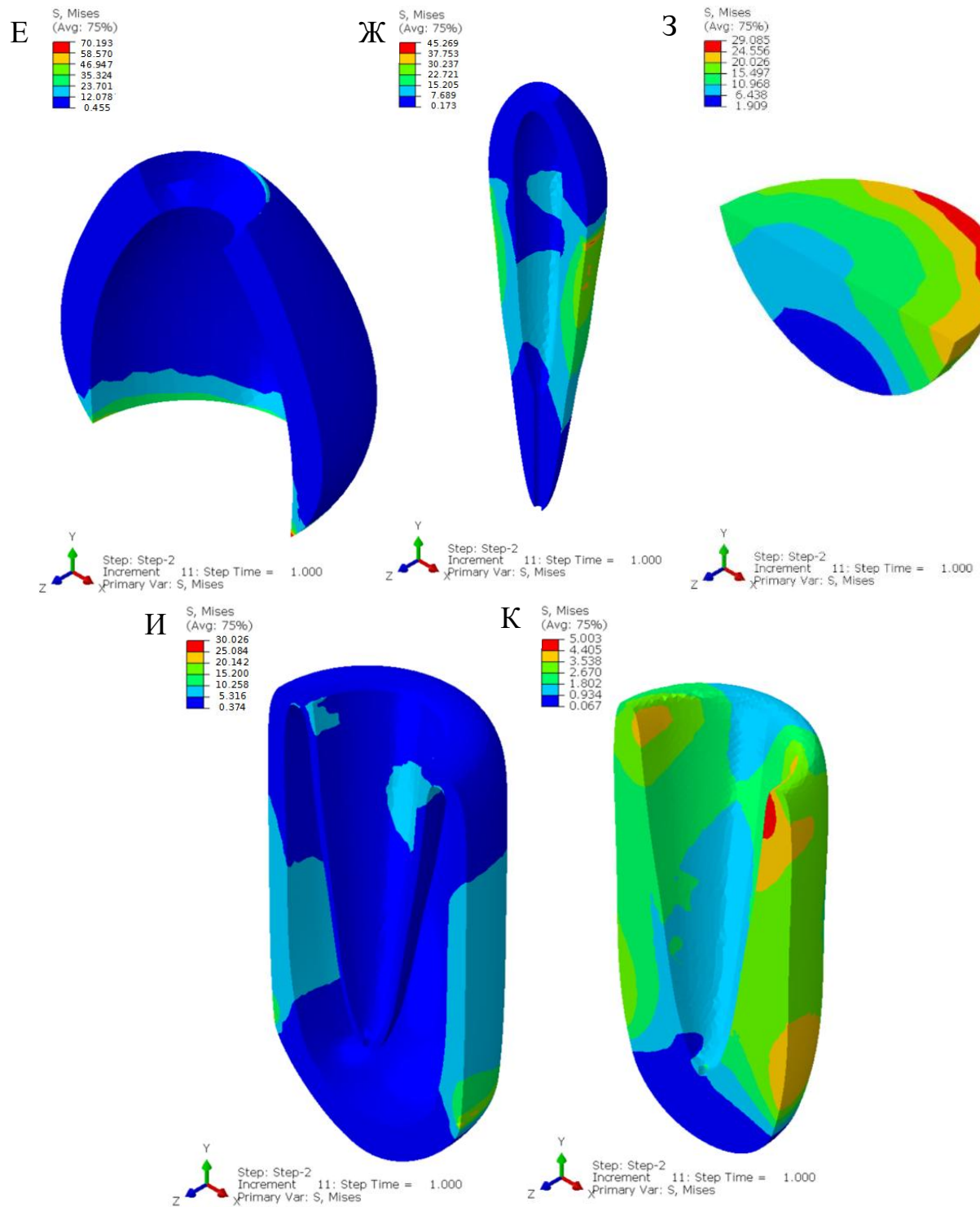


Рисунок 32 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (Е), дентине (Ж), композите (З), кортикальной (И) и губчатой (К) костной ткани при наклонной нагрузке при наличии реставрации на окклюзионной поверхности

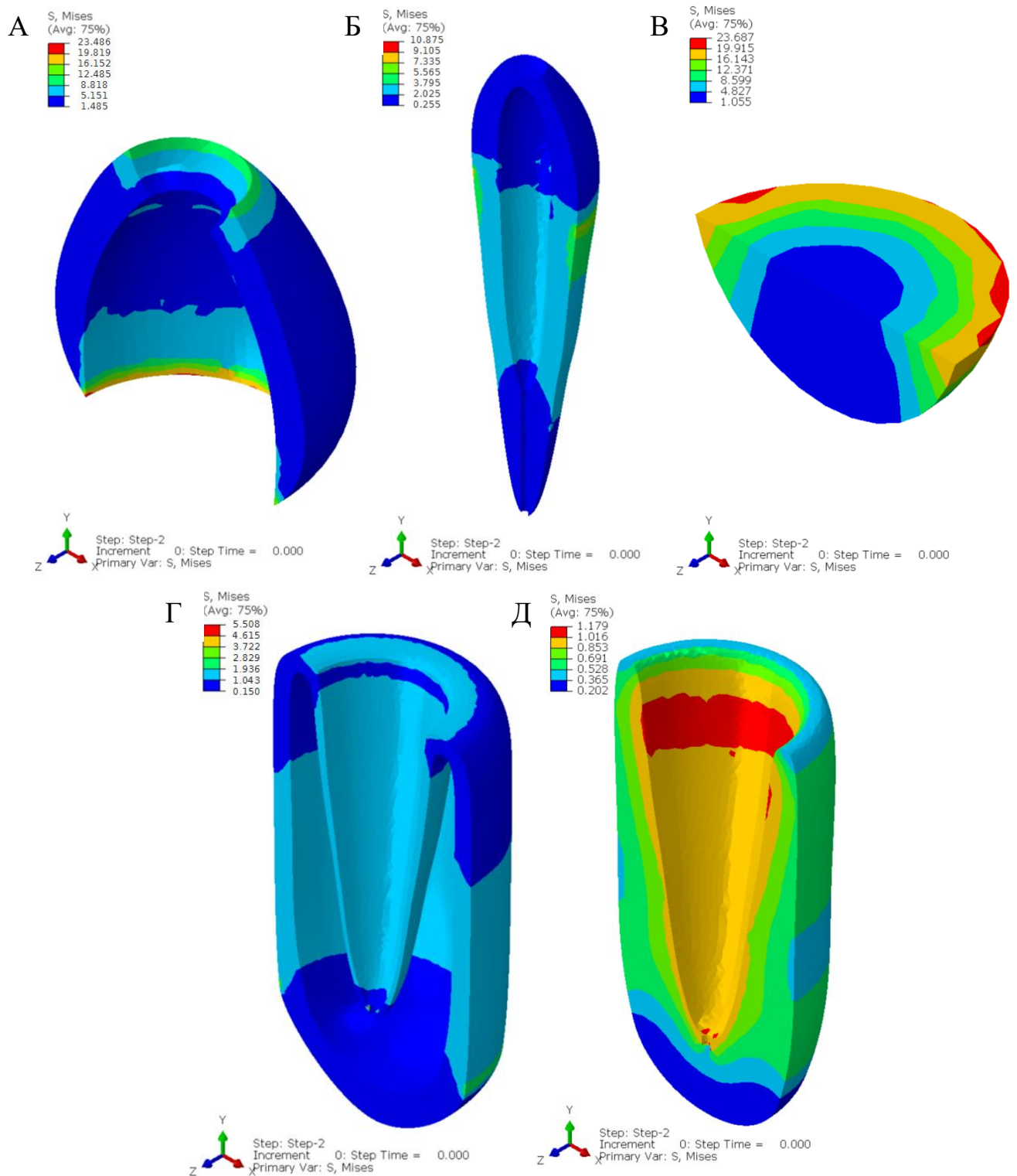


Рисунок 33 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), керамике (В), кортикальной (Г) и губчатой (Д) костной ткани при вертикальной нагрузке при наличии вкладки на окклюзионной поверхности

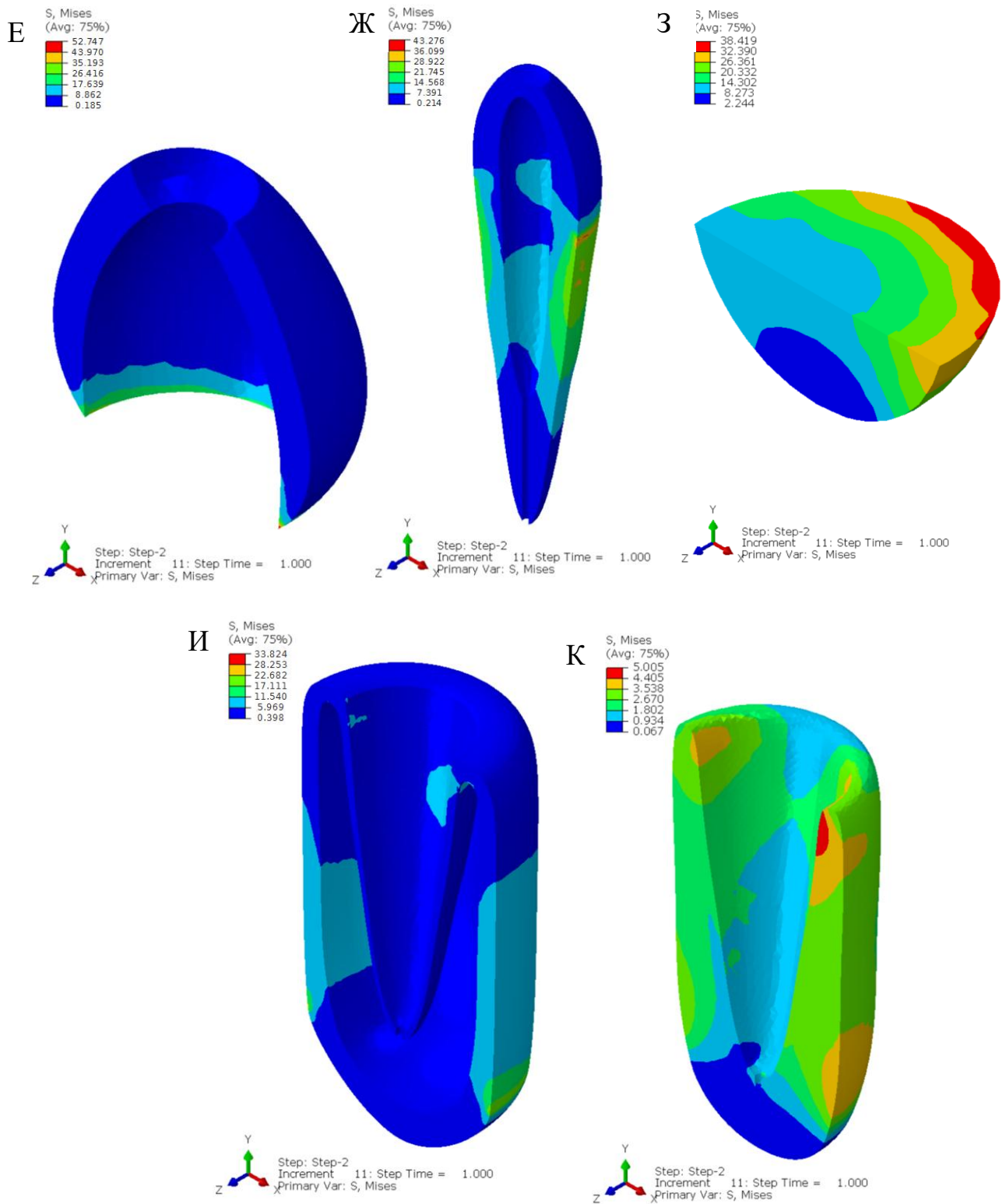


Рисунок 34 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (Е), дентине (Ж), керамике (З), кортикальной (И) и губчатой (К) костной ткани при наклонной нагрузке при наличии вкладки на окклюзионной поверхности

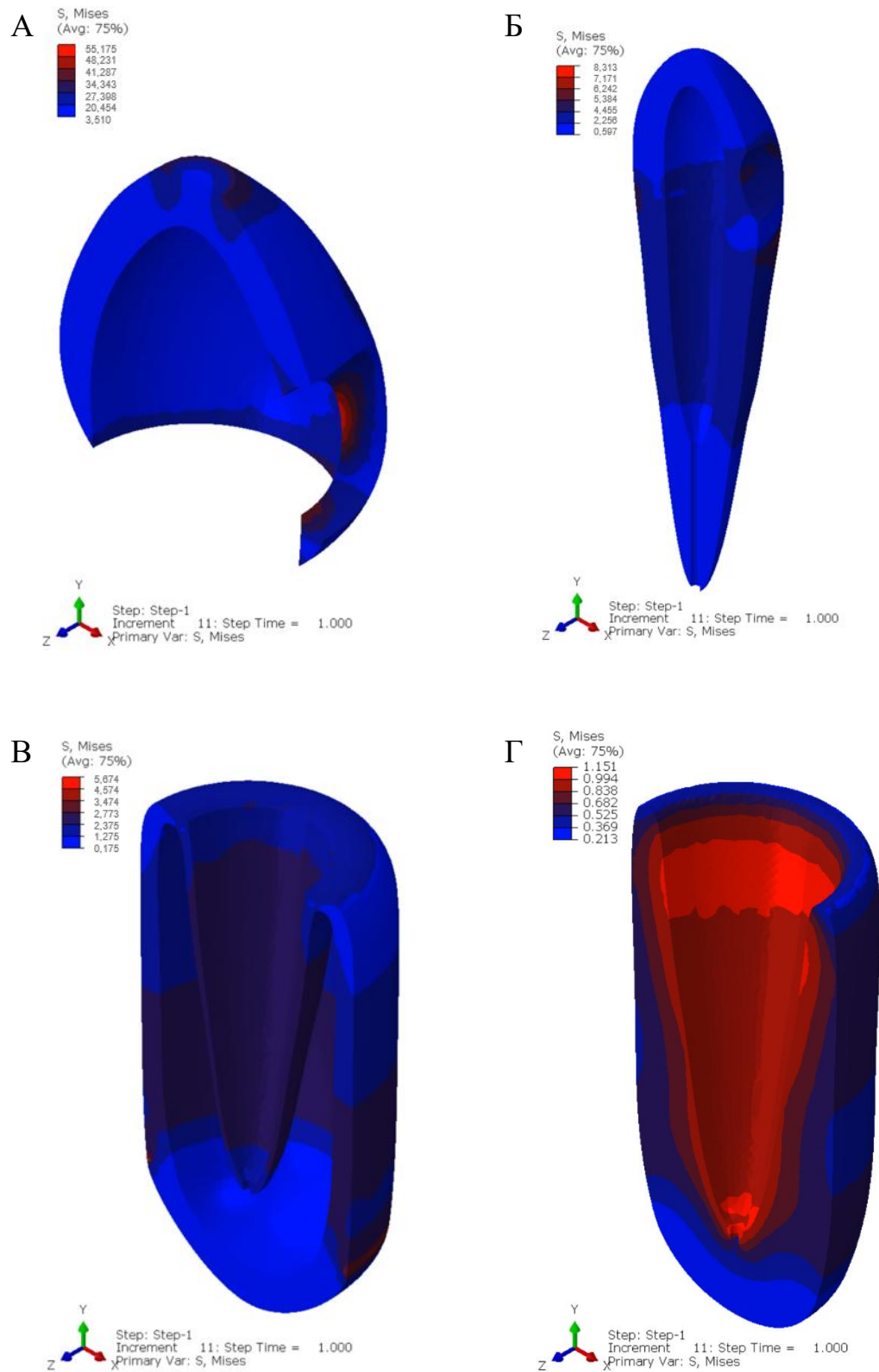


Рисунок 35 – Напряжённо-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при вертикальной нагрузке при наличии пришеечной полости

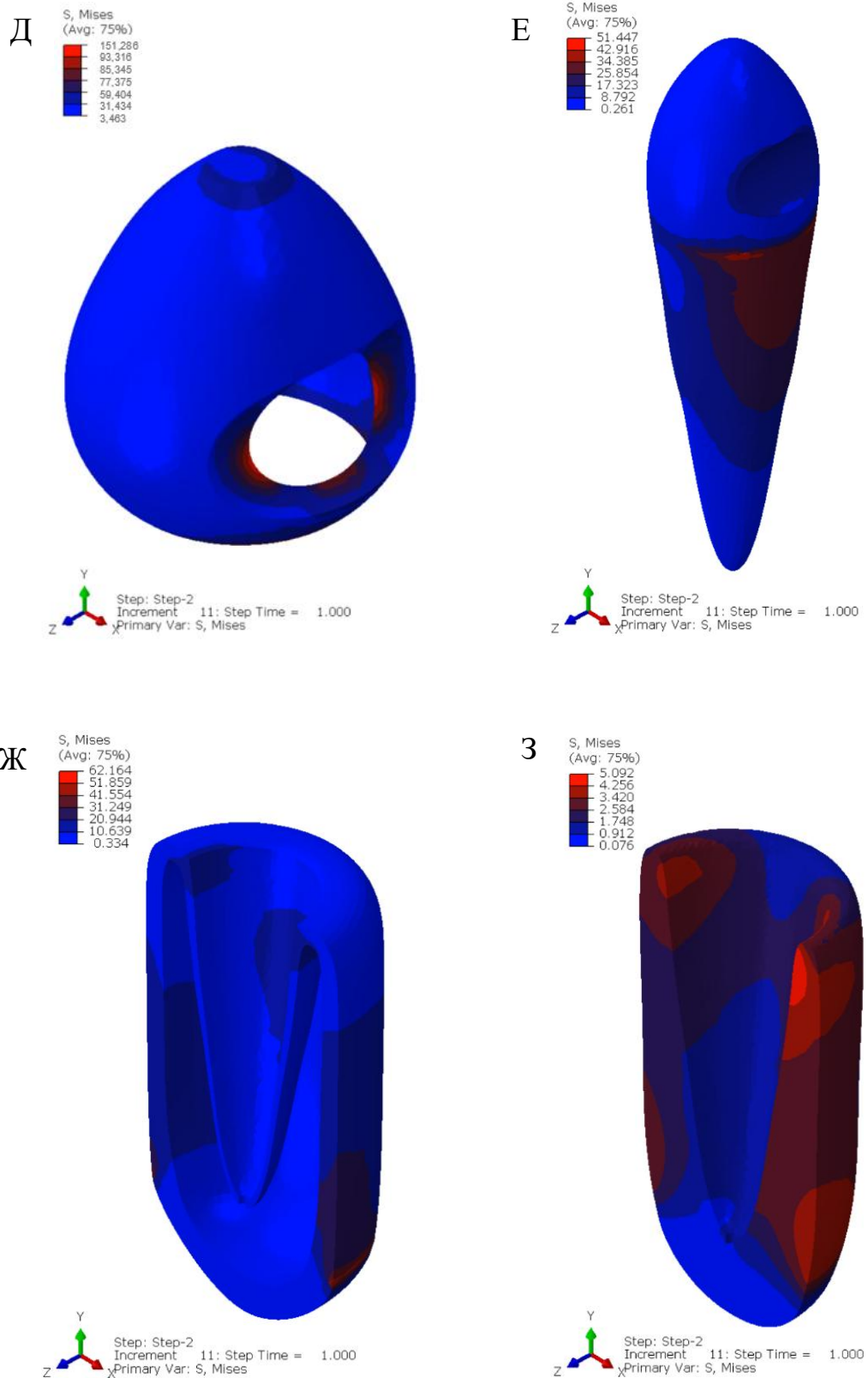


Рисунок 36 – Напряжённо-деформированное состояние в эмали (Д), дентине (Е), кортикальной (Ж) и губчатой (З) костной ткани при наклонной нагрузке при наличии пришеечной полости

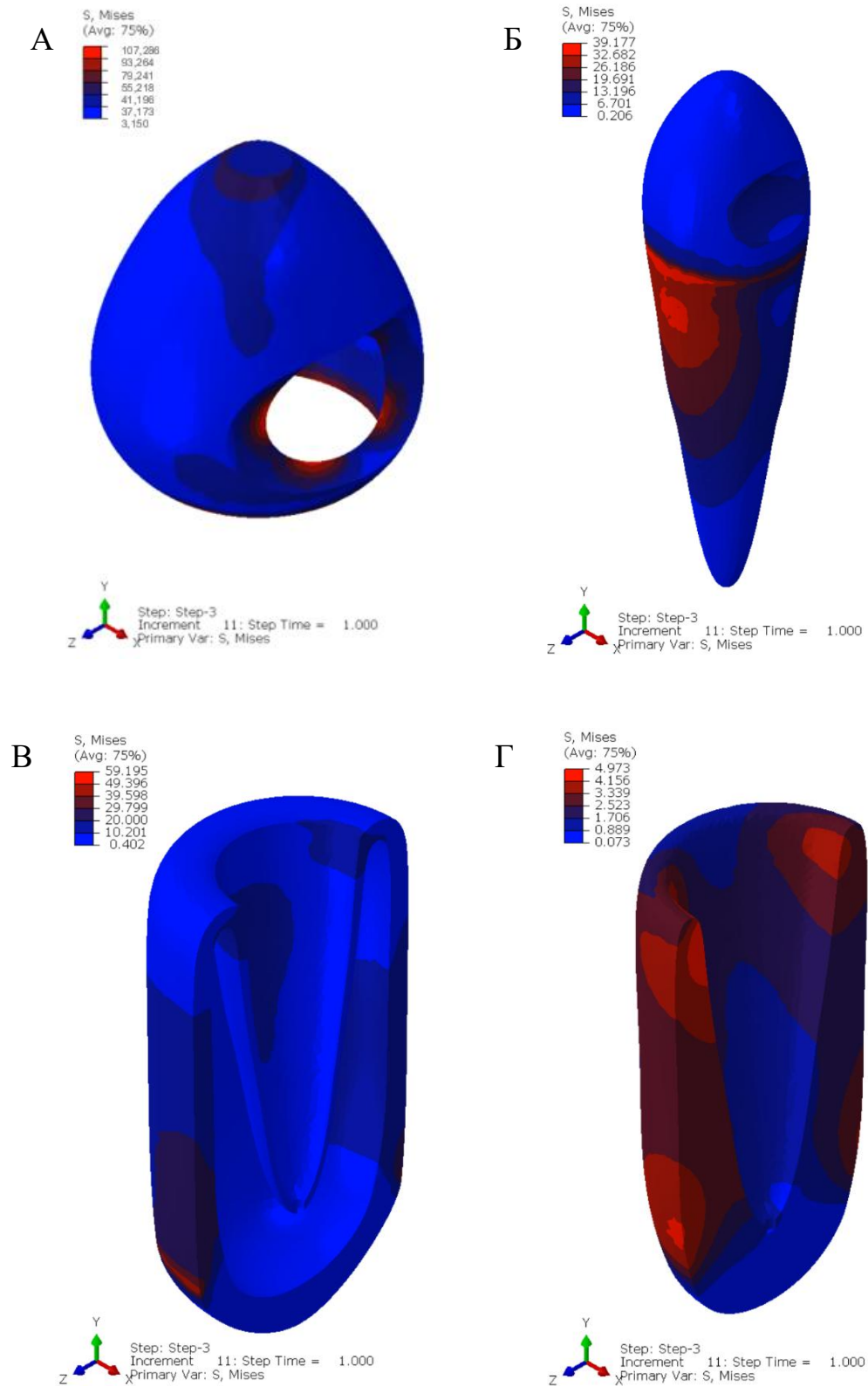


Рисунок 37 – Напряжённо-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при наклонной нагрузке при наличии пришеечной полости с апроксимальной стороны

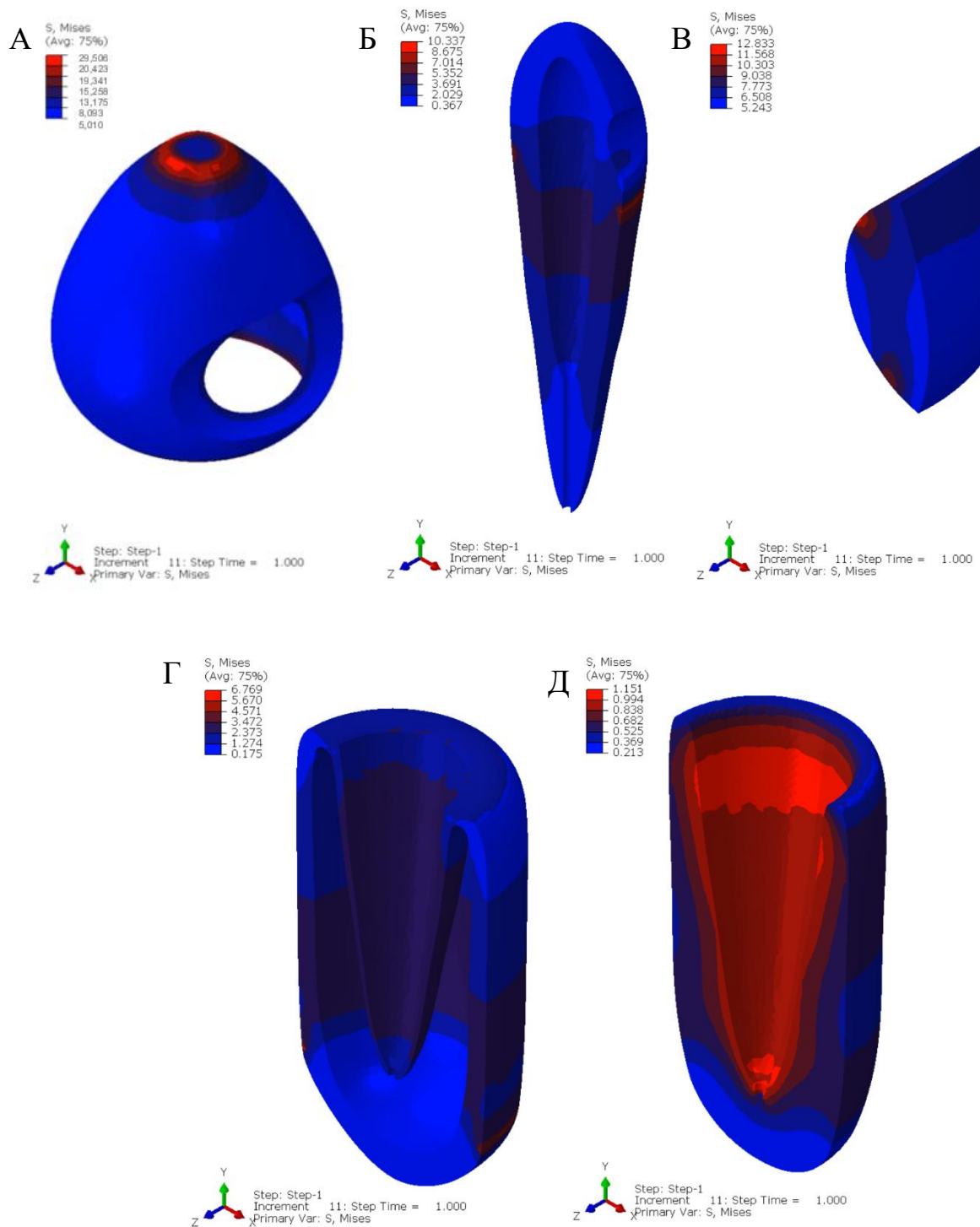


Рисунок 38 – Напряжённо-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), композит (Б), кортикальной (Г) и губчатой (Д) костной ткани при вертикальной нагрузке при реставрации пришеечной полости

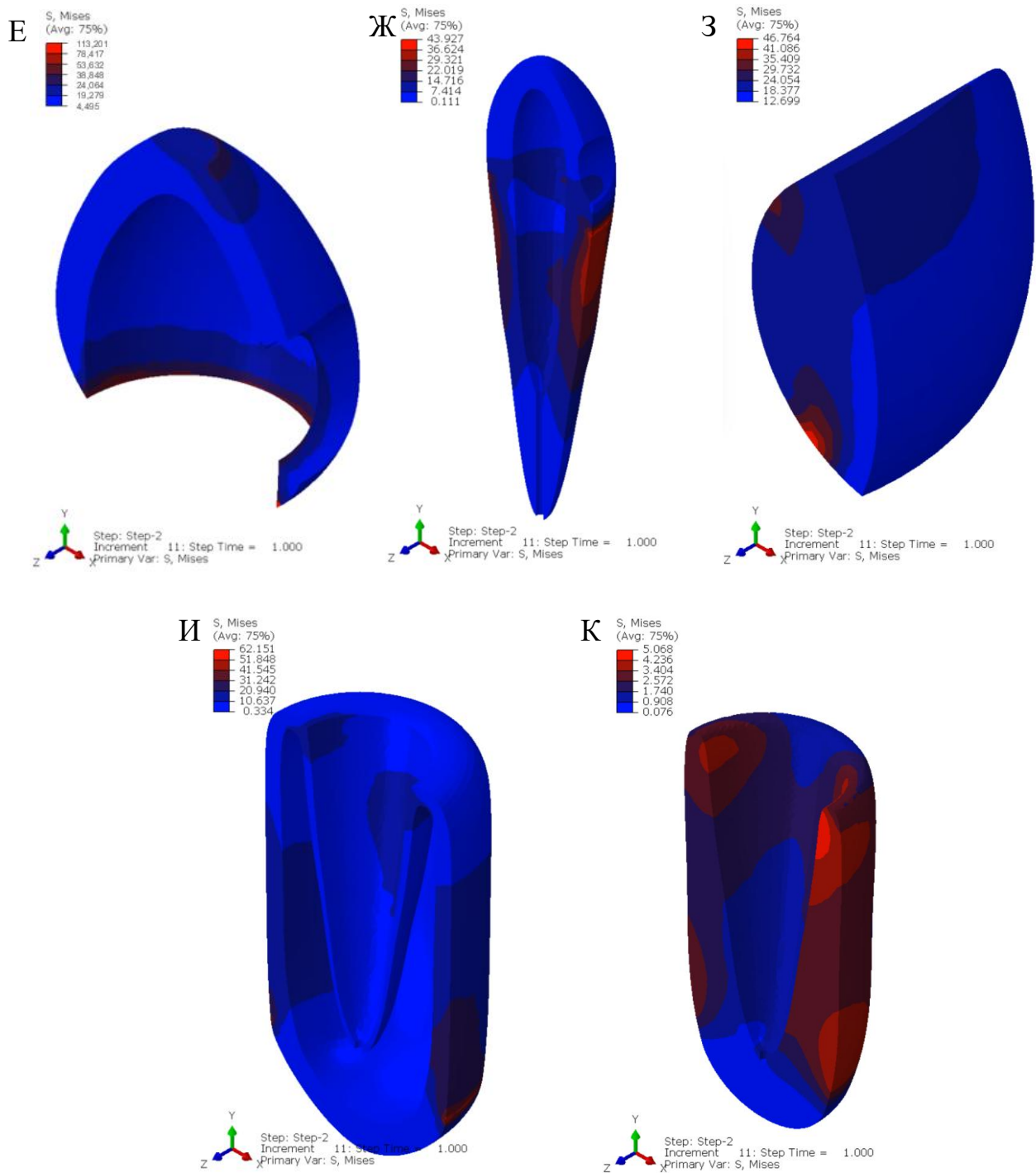


Рисунок 39 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (Е), дентине (Ж), композит (З), кортикальной (И) и губчатой (К) костной ткани при наклонной нагрузке при реставрации пришеечной полости

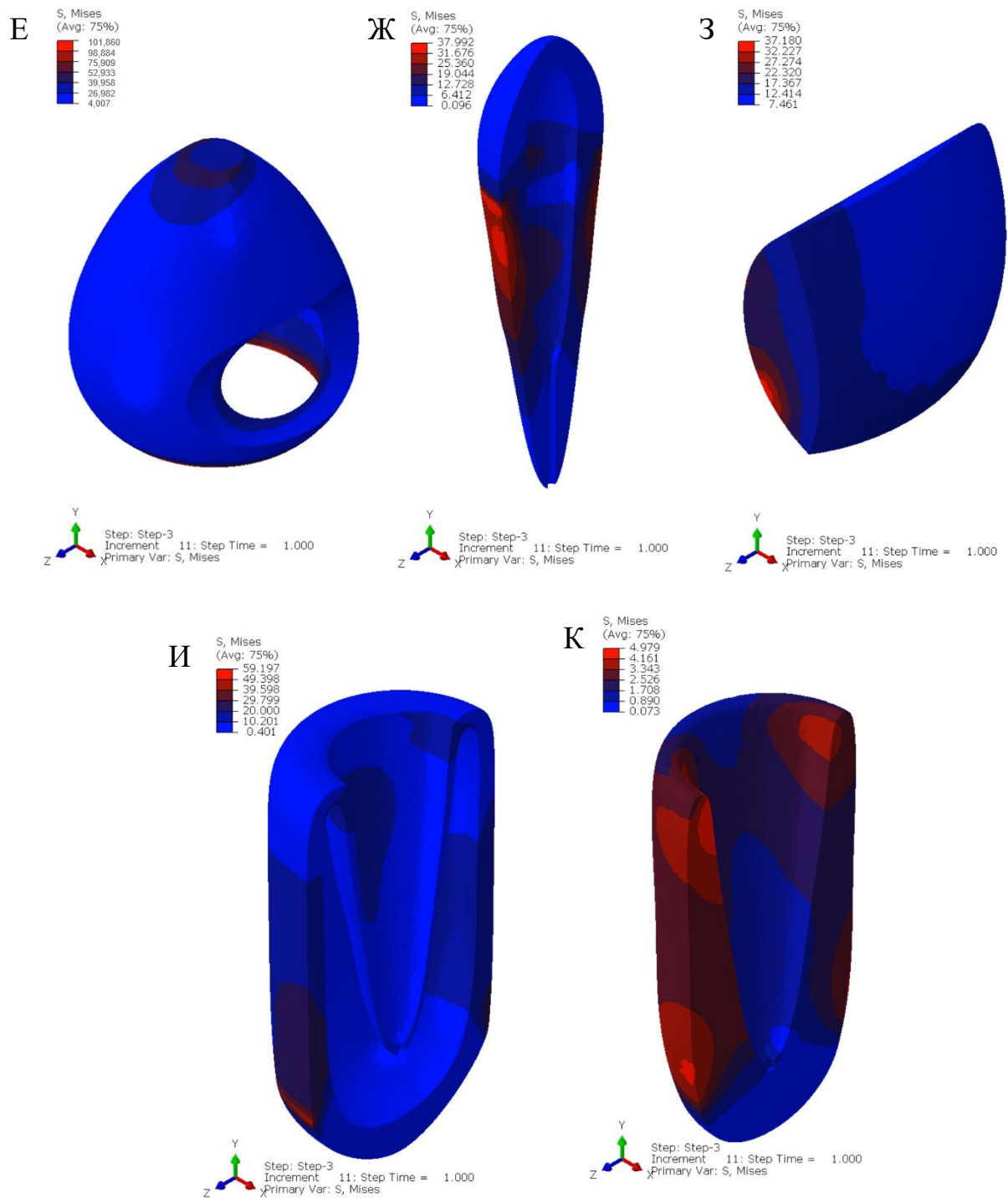


Рисунок 40 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (Е), дентине (Ж), композит (З), кортикальной (И) и губчатой (К) костной ткани при наклонной нагрузке при реставрации пришеечной полости с апроксимальной стороны

Обобщая обширный раздел математического моделирования напряженно-деформированного состояния зуба и альвеолярной лунки при моделировании осложненных биомеханических вариантов его нагрузки, можно утверждать повышение напряжений в первую очередь при смещении вертикально-направленной нагрузки на угловую под разным наклоном к окклюзионной поверхности. Значимым фактором повышения напряжений является вынужденное увеличение самой нагрузки, например, при окклюзионных супраконтактах или наличие дефектов зубных рядов. Ослабление костной ткани вследствие резорбции как опоры зуба при восприятии функционального давления также неблагоприятно для функциональных напряжений в зубе и лунке. Естественно, неблагоприятно наличие полости в зубе (как по окклюзионной поверхности, так и в пришеечной области, включая их замещение композитным или керамическим материалом) (Рисунки 41, 42, 43, 44, 45, 46). Следует отметить благотворное влияние пломбирования полости в зубе композитом (и особенно керамической вкладкой), что видно при сравнении НДС зуба с незамещенной полостью. Неадекватные биомеханические факторы способны приблизить напряжения в эмали к ее пределам прочности, а именно, при истончении эмали вследствие стирания, при локальном резком повышении величины нагрузки по окклюзионному супраконтакту. Не исключена перегрузка эмали (только при наклонной нагрузке), если значительна полость или реставрация на окклюзионной поверхности; особенно опасна ситуация при наличии пришеечной полости (где возможна перегрузка даже при вертикальной нагрузке) и при наличии обширной пришеечной пломбы (при наклонной нагрузке).

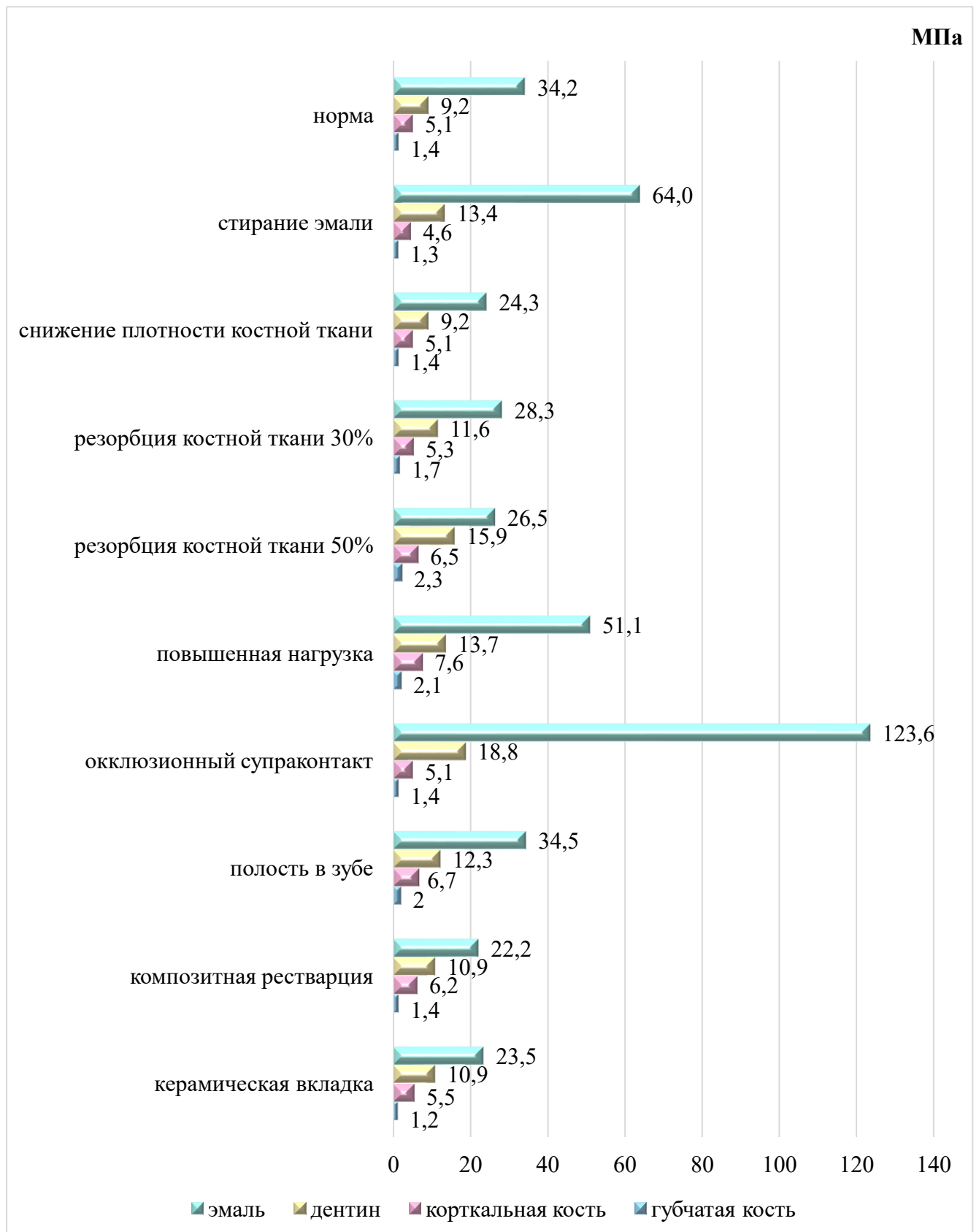


Рисунок 41 — Зависимость напряжений в эмали, дентине, в ткани от неблагоприятных биомеханических условий (вертикальная нагрузка)

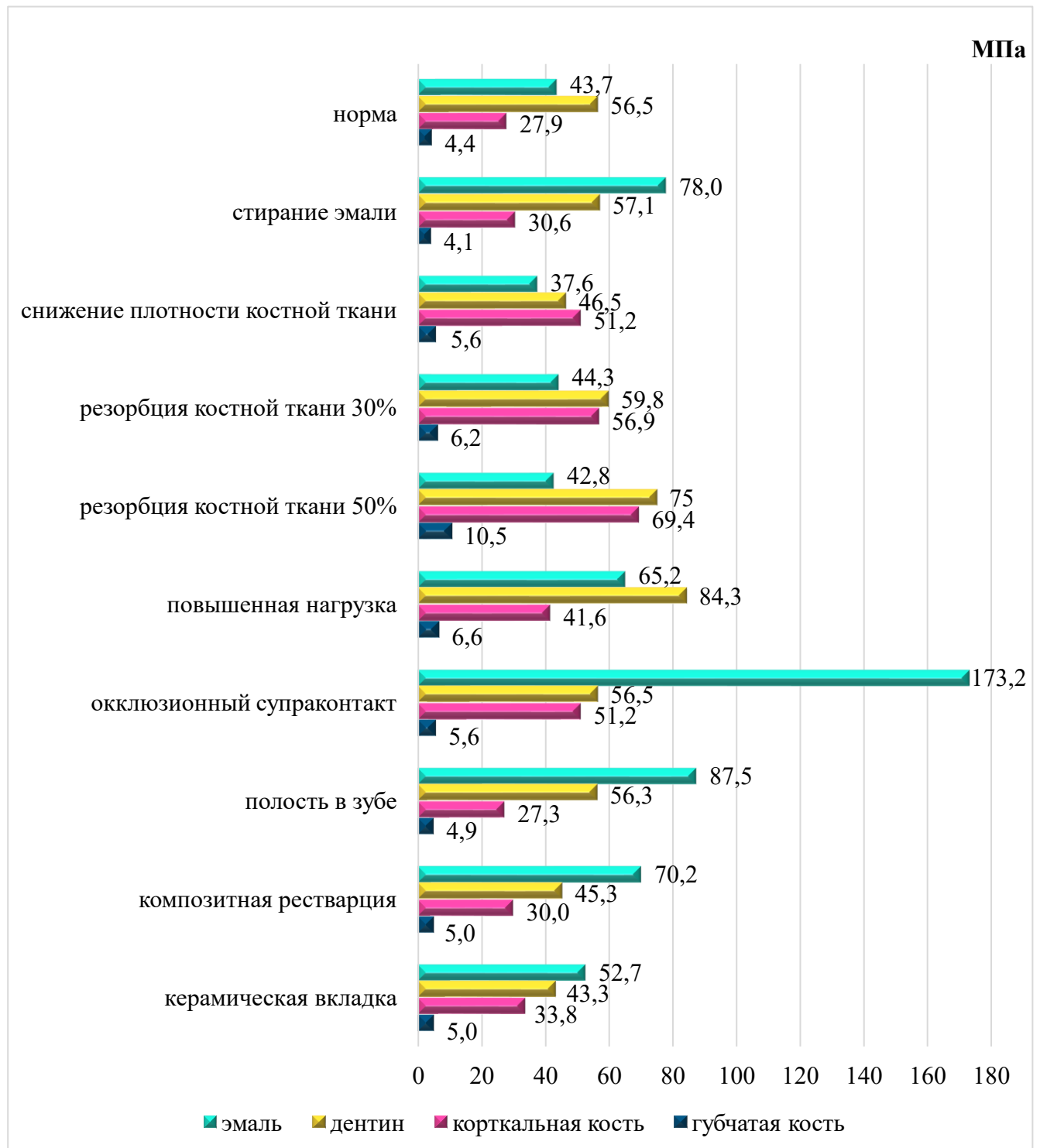


Рисунок 42 — Зависимость напряжений в эмали, дентине, в ткани от неблагоприятных биомеханических условий (наклонная нагрузка)

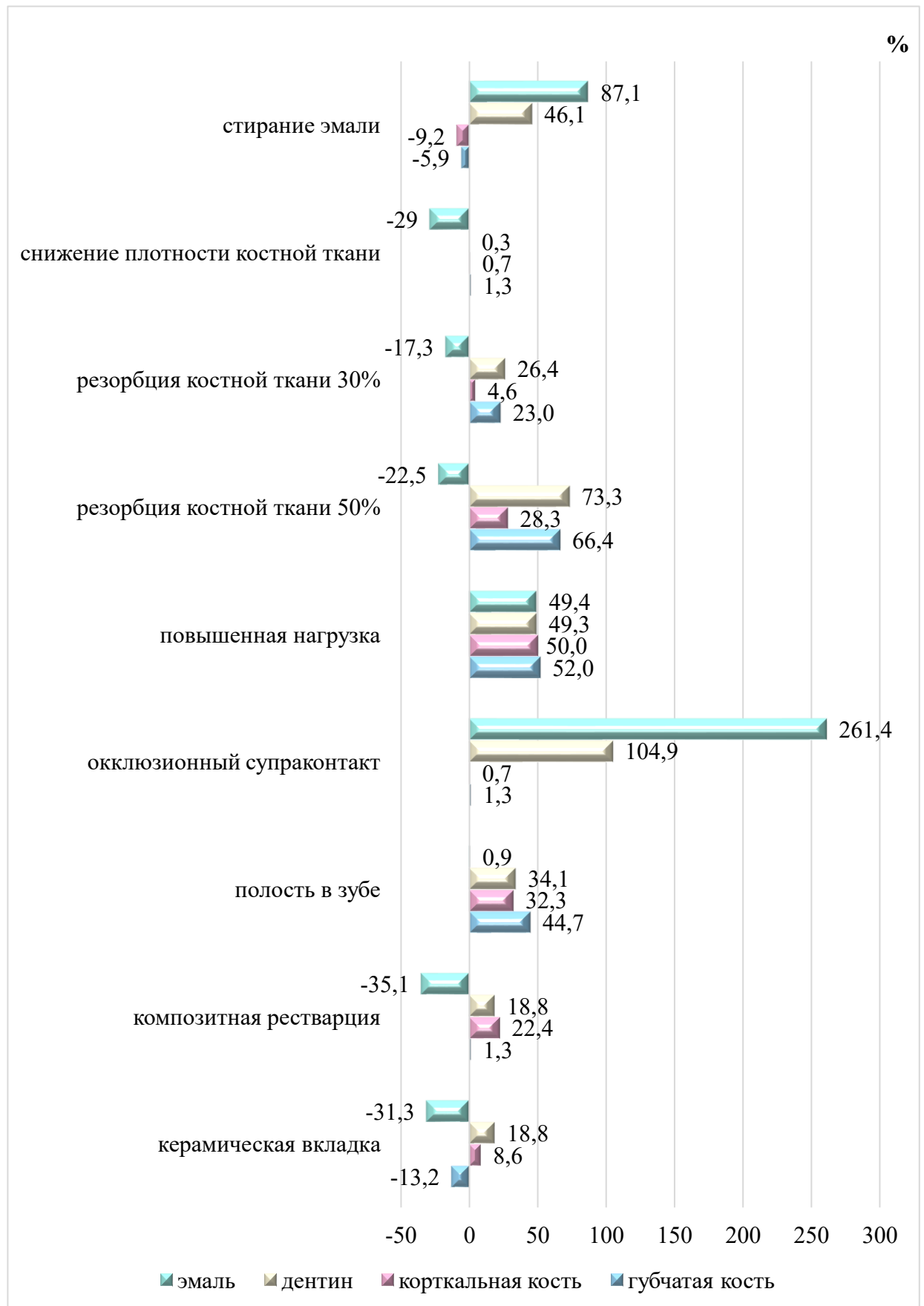


Рисунок 43 – сравнение напряжений в тканях зуба и альвеолярной лунке при нагрузке в адекватных и неблагоприятных биомеханических условиях (вертикальная нагрузка)

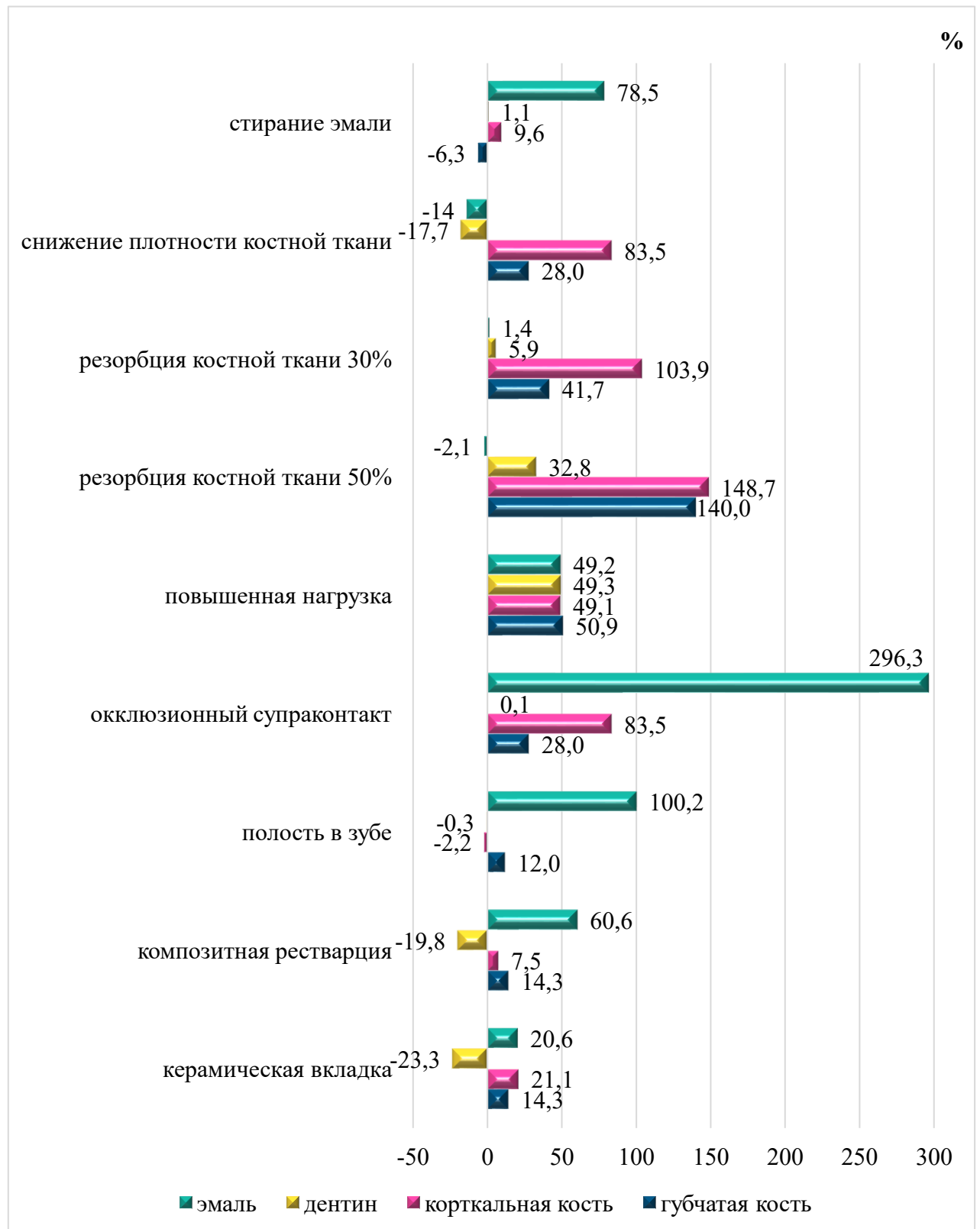


Рисунок 44 – сравнение напряжений в тканях зуба и альвеолярной лунке при нагрузке в адекватных и неблагоприятных биомеханических условиях (наклонная нагрузка)

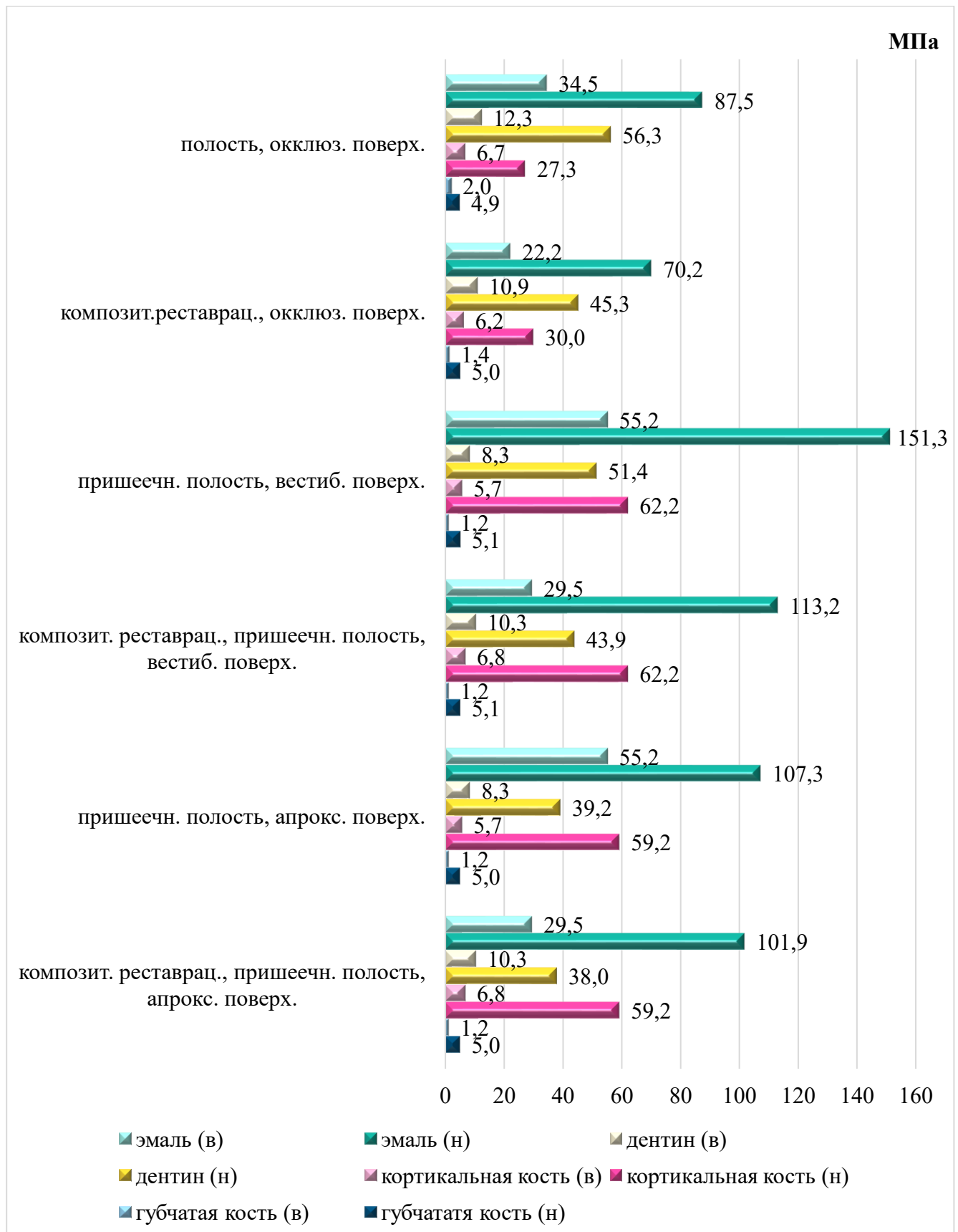


Рисунок 45 – Зависимость напряжений в эмали, дентине и костной ткани от локализации полости и реставрационного материала

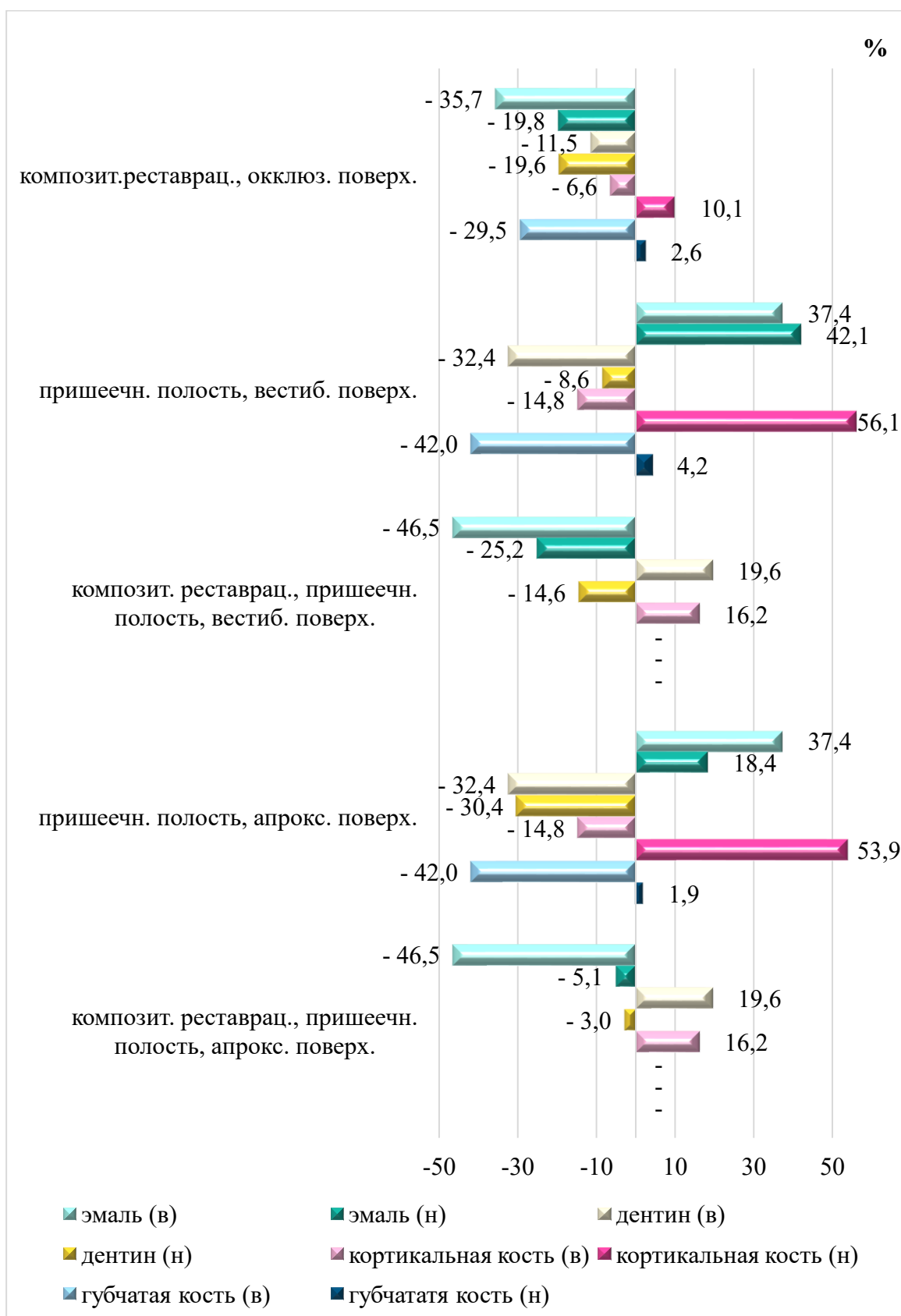


Рисунок 46 – сравнение напряжений в тканях зуба и альвеолярной лунке при его нагрузке при наличии окклюзионной и пришеечных полостей и реставраций

3.4 Влияние девитализации зуба и вариантов замещения коронкового дефекта на напряженно-деформированное состояние

Девитализация зуба изменяет физико-механические свойства тканей зуба, в первую очередь, дентина зуба. Эти изменения, а именно, более выраженная рыхлость и меньшая способность к сопротивлению нагрузкам усугубляются со временем. Изменения в напряженно-деформированном состоянии зуба, в том числе при замещении разрушенной коронковой части коронками с разными штифтовыми опорами зафиксированы картинками распределения напряжений при математическом моделировании нагрузки (Таблица 7, Рисунки 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58)

Девитализированный зуб

Степень изменения максимальных напряжений в эмали девитализированного зуба составляет 33,1% и 49,3% соответственно при вертикальной и наклонной нагрузках (51,147 МПа и 86,186 МПа).

В связи с изменением механических свойств дентина после депульпирования зуба напряжения в дентине, в отличие от эмали снижаются на 6,0% и 28,1% соответственно при вертикальных и наклонных нагрузках (8,622 МПа и 40,625 МПа).

Увеличение напряжений кортикальной кости лунки происходит только при наклонной нагрузке на 11,0% (31,371 МПа).

Степень увеличения напряжений губчатой кости составляет 29,2% и 13,1% соответственно при вертикальных и наклонных нагрузках (1,953 МПа и 5,037 МПа).

Периапикальный очаг резорбции костной ткани

Вследствие исчезновения костной ткани у апекса зуба при периодонтите или после резорбции верхушки корня степень увеличения напряжений по сравнению с

девитализированным зубом составляет в эмали 10,8% и 22,0% соответственно при вертикальных и наклонных нагрузках (57,360 МПа и 110,489 МПа).

В дентине значимых изменений не происходит.

Увеличение напряжений в кортикальной костной ткани происходит при наклонной нагрузке до 47,968 МПа, что на 34,6% больше в сравнении с депульпированным зубом без резорбции; в губчатой изменения небольшие.

Штифтовые конструкции

Как правило, быстрым последствием девитализации зуба является разрушенная коронковая часть и нуждаемость в изготовлении искусственной коронки на штифтовой опоре. В связи с этим возникает необходимость изучения биомеханики такого зуба, как фактора риска микропротезирования.

Распространенная опора коронки – литая (фрезерованная) штифтовая вкладка чаще всего из сплава на основе хром-кобальта. При этом дентин корня испытывает напряжения 18,000 МПа при вертикальной и 54,548 МПа при наклонной нагрузках, то есть больше на 52,1% и 25,5% в сравнение с девитализированным зубом. Степень увеличения напряжений в кортикальной кости – 24,3% (6,548 МПа) при вертикальной и 24,8% (41,705 МПа) при наклонной нагрузках; соответствующие увеличения напряжений в губчатой кости – 29,18% (5,106 МПа) и 18,8% (6,201 МПа). Напряжения в самой коронке 56,799 МПа при вертикальной и 63,805 МПа при наклонной нагрузке.

Фиксация керамической коронки на композитную культю и титановый эндоканальный штифт имеет некоторые отличия от штифтовой литой вкладки. В сравнение с ней в коронке напряжения возрастают на 15,9% и 9,2% соответственно при вертикальной и наклонной нагрузках; в дентине они меньше на 22,1% (только при вертикальной нагрузке); в кортикальной кости они меньше на 18,1% и 16,3% при вертикальной и наклонной нагрузках соответственно; в губчатой кости изменений почти не наблюдается.

Мало отличий в напряжениях, как в коронке, так и в зубе при использовании вместо титанового стекловолоконного штифта.

В самих штифтовых опорах (КШФ, титановый и стекловолоконный штифт) напряжения при осевой нагрузке 31,491 МПа, 21,166 МПа, 21,788 МПа; при смещении под углом – 408,520 МПа, 304,026 МПа, 328,578 МПа; в опорной композитной культе под коронкой при осевой нагрузке в присутствии титанового и стекловолоконного штифтов напряжения 7,777 МПа и 7,432 МПа, при смещении нагрузки под углом – 53,968 МПа и 53,905 МПа.

Таблица 7 – Зависимость напряжений от штифтовой конструкции

Объект анализа	Эмаль или коронка (в/н)	Дентин (в/н)	Кортикальная кость (в/н)	Губчатая кость (в/н)
Девитализированный зуб	<u>51,147</u> 86,186	<u>8,622</u> 40,625	<u>4,955</u> 31,371	<u>1,953</u> 5,037
Штифтовая вкладка	<u>56,799</u> 63,805	<u>18,000</u> 54,548	<u>6,548</u> 41,705	<u>5,106</u> 6,201
Стекловолоконный штифт	<u>67,663</u> 70,281	<u>14,065</u> 57,982	<u>5,472</u> 34,126	<u>5,669</u> 6,996
Титановый штифт	<u>67,526</u> 70,286	<u>14,020</u> 57,508	<u>5,365</u> 34,908	<u>5,245</u> 6,909
Периапикальная резорбция	<u>57,360</u> 110,489	<u>7,971</u> 36,792	<u>5,418</u> 47,968	<u>1,871</u> 5,107
Резекция верхушки	<u>57,360</u> 110,505	<u>7,971</u> 36,790	<u>5,419</u> 47,969	<u>1,872</u> 5,111
Примечание: в – вертикальная нагрузка, н – наклонная нагрузка				

При анализе распределения напряжений в анализируемом объеме девитализация отличает картину от интактного зуба лишь в дентине и при осевой нагрузке: они не регистрируются под окклюзионной эмалью.

В свою очередь различия в распространении напряжений по сравнению с девитализированным зубом в моделируемых ситуациях его дальнейшего разрушения таковы:

- периапикальная резорбция (резекция) костной ткани дает напряжения в губчатой кости при вертикальной нагрузке вдоль периапикальной полости;
- металлическая штифтовая вкладка (стекловолоконный или металлический эндоканальный штифт) дают в дентине напряжения под штифтом, а также в дентине апекса при вертикальной и наклонной нагрузках, также как в кости вокруг апекса.

Распределение напряжений в штифтовых опорах таково: в КШВ – нижняя половина штифта (вертикальная нагрузка), средняя треть штифта (наклонная нагрузка); в эндоканальных штифтах независимо от материалов – часть штифта под шейкой зуба (причем, при осевой нагрузке во всем объеме штифта, а при смещении – по его поверхности).

Картина распространения напряжений в композитной культе (независимо от материала штифта и направления нагрузки) – над и вокруг пришеечной части штифта.

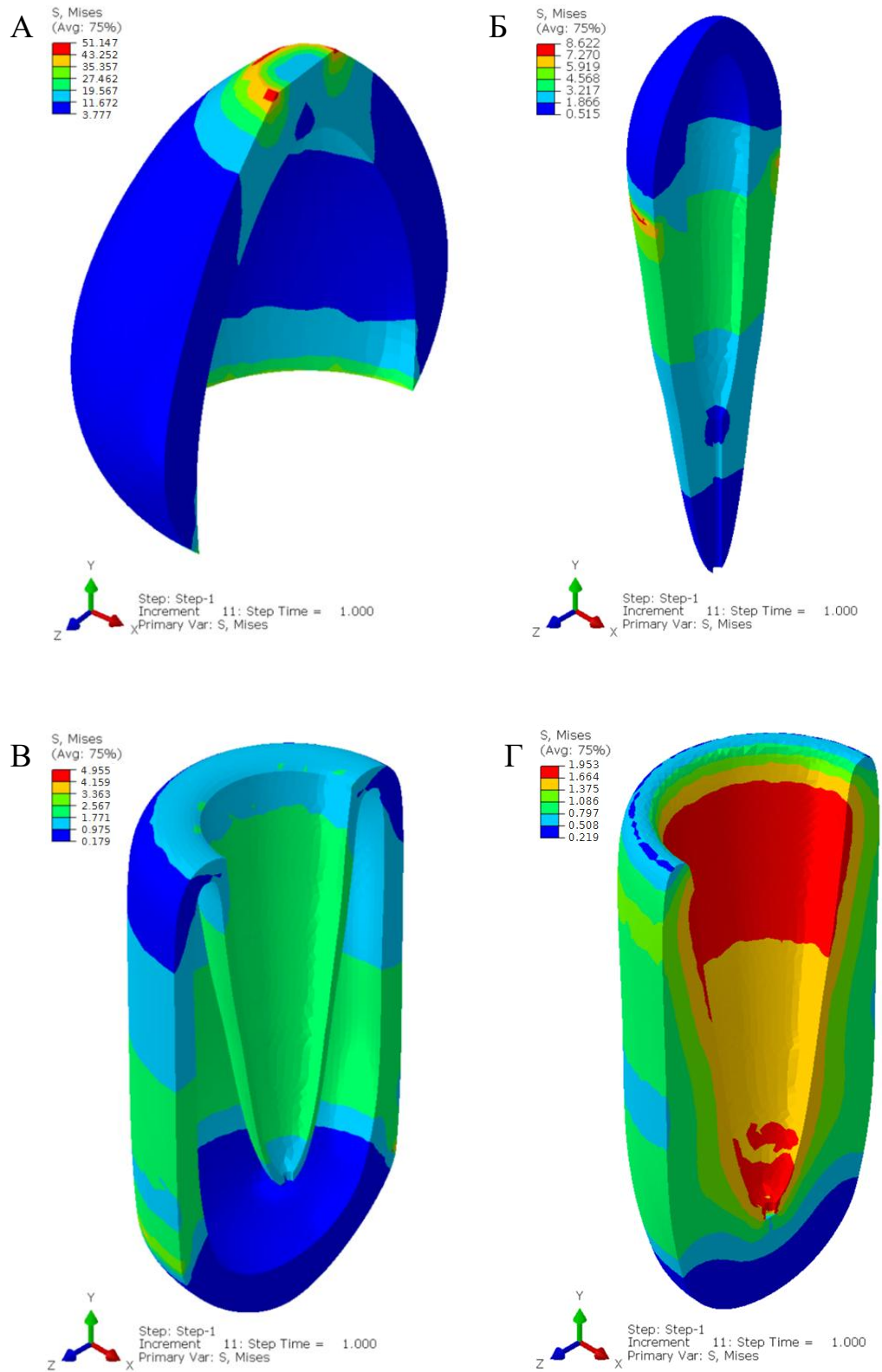


Рисунок 47 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при вертикальной нагрузке девитализированного зуба

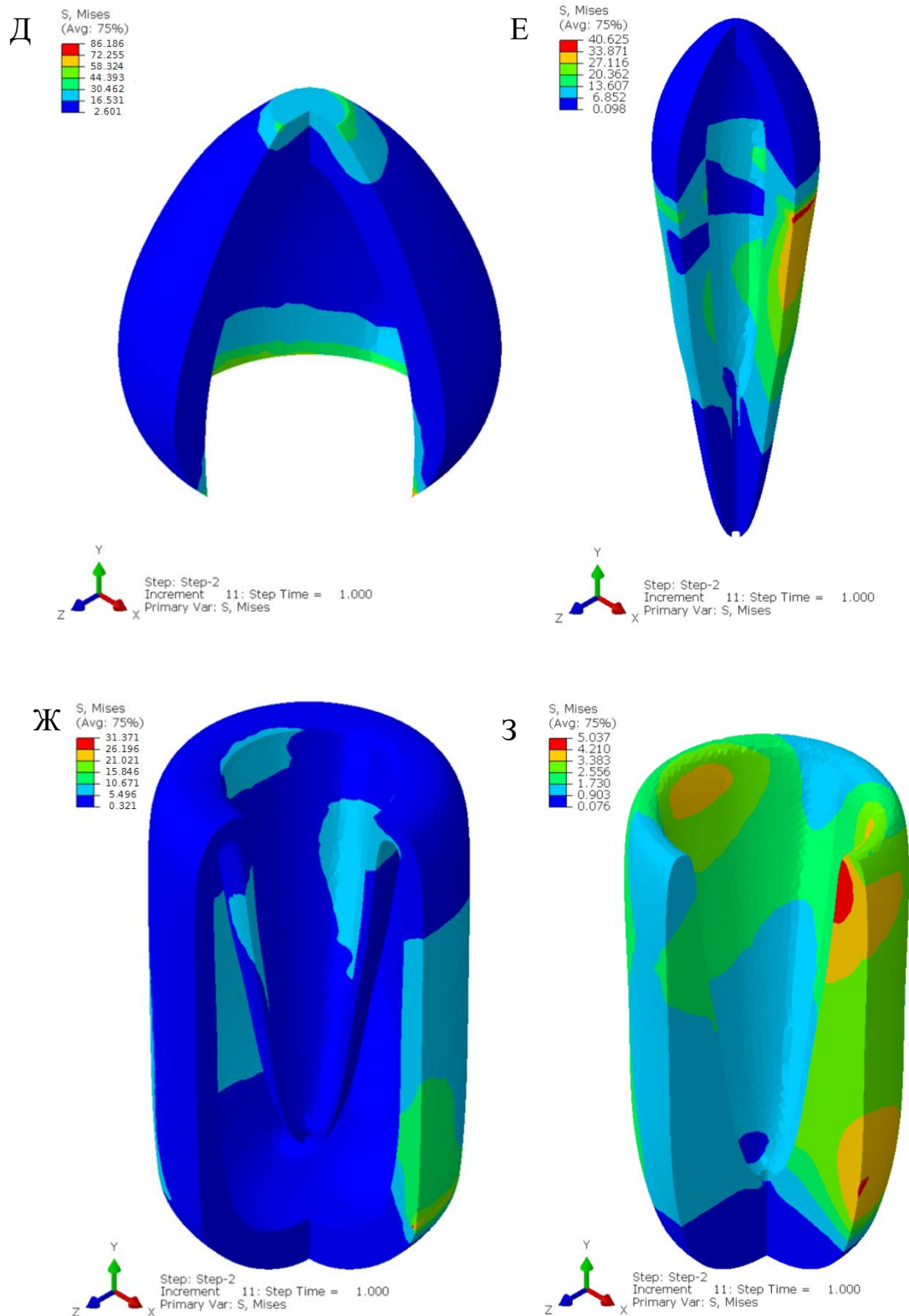


Рисунок 48 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (Д), дентине (Е), кортикальной (Ж) и губчатой (З) костной ткани при наклонной нагрузке девитализированного зуба

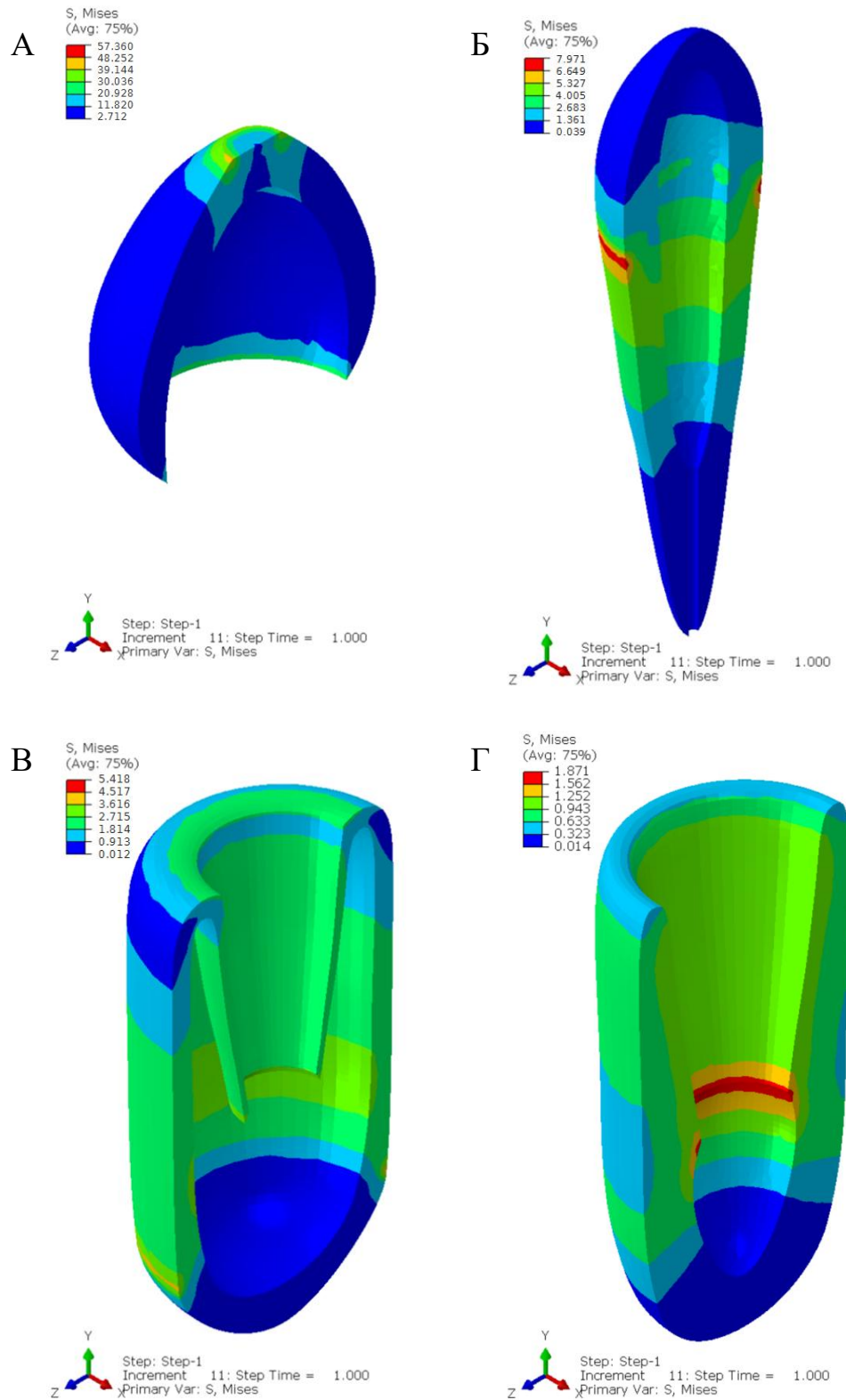


Рисунок 49 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при вертикальной нагрузке зуба с периапикальной резорбцией

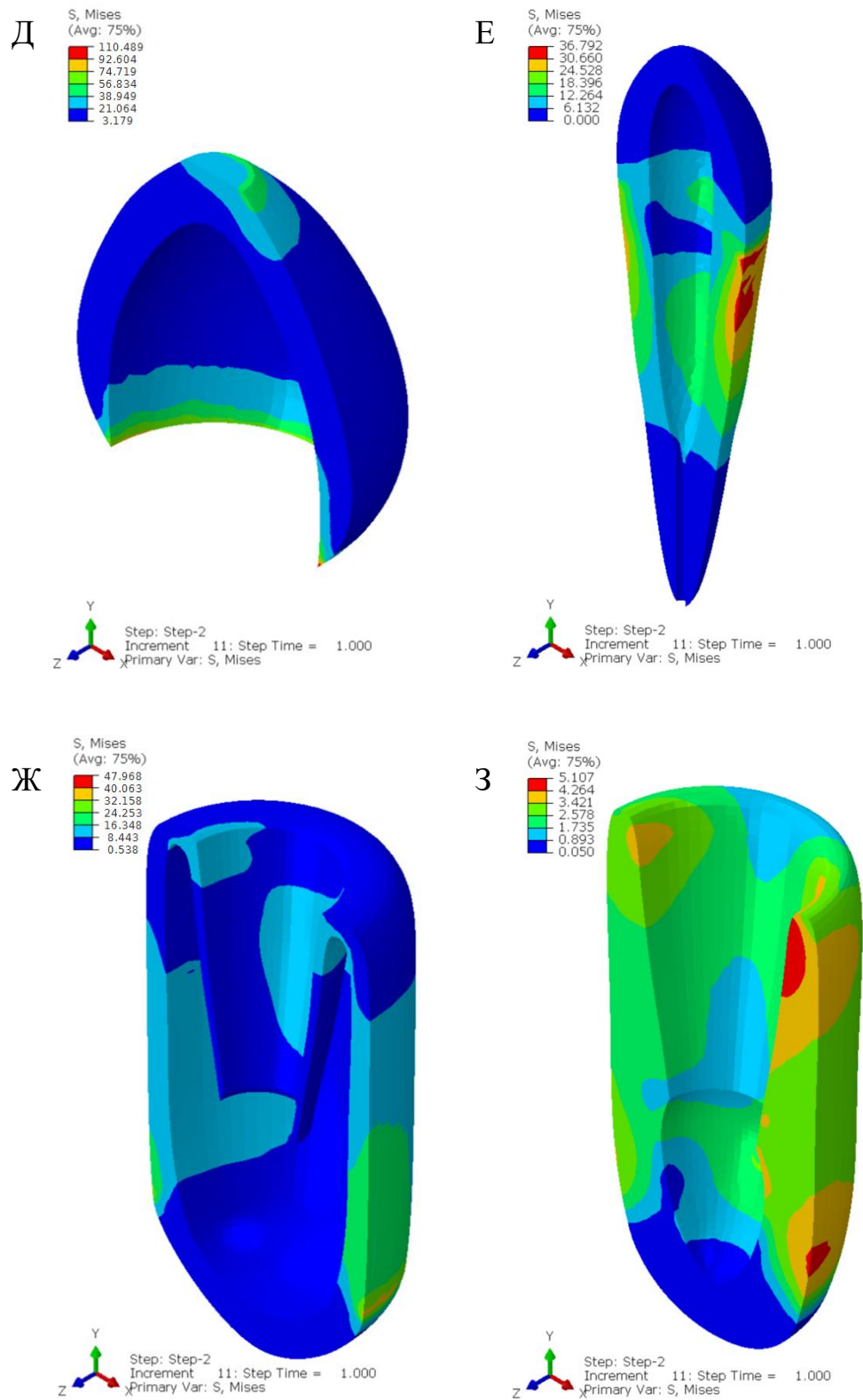


Рисунок 50 – Напряжённо-деформированное состояние в эмали (Д), дентине (Е), кортикальной (Ж) и губчатой (З) костной ткани при наклонной нагрузке зуба с периапикальной резорбцией

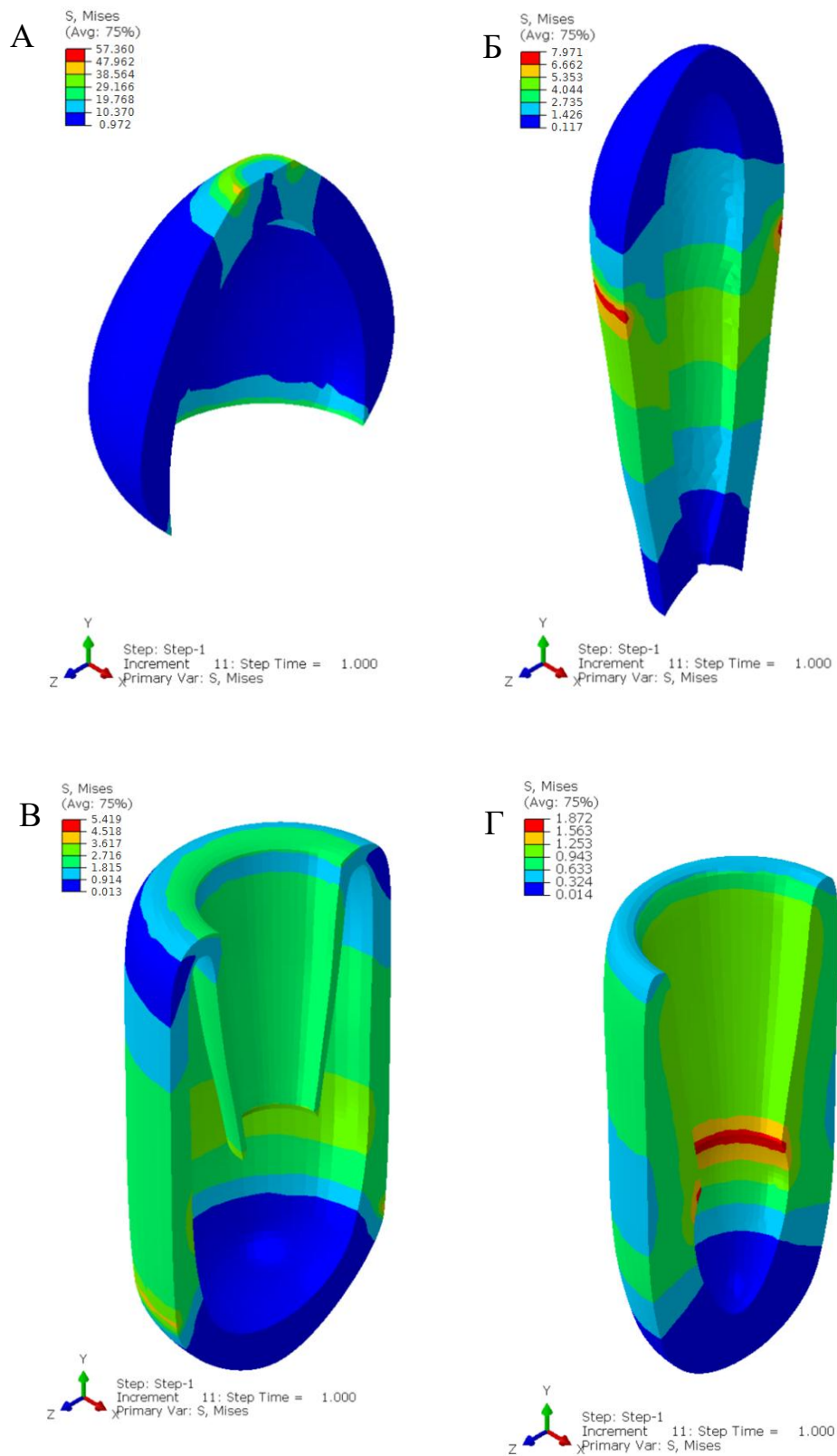


Рисунок 51 – Напряжённно-деформированное состояние в эмали (А), дентине (Б), кортикальной (В) и губчатой (Г) костной ткани при вертикальной нагрузке зуба с резекцией верхушки корня

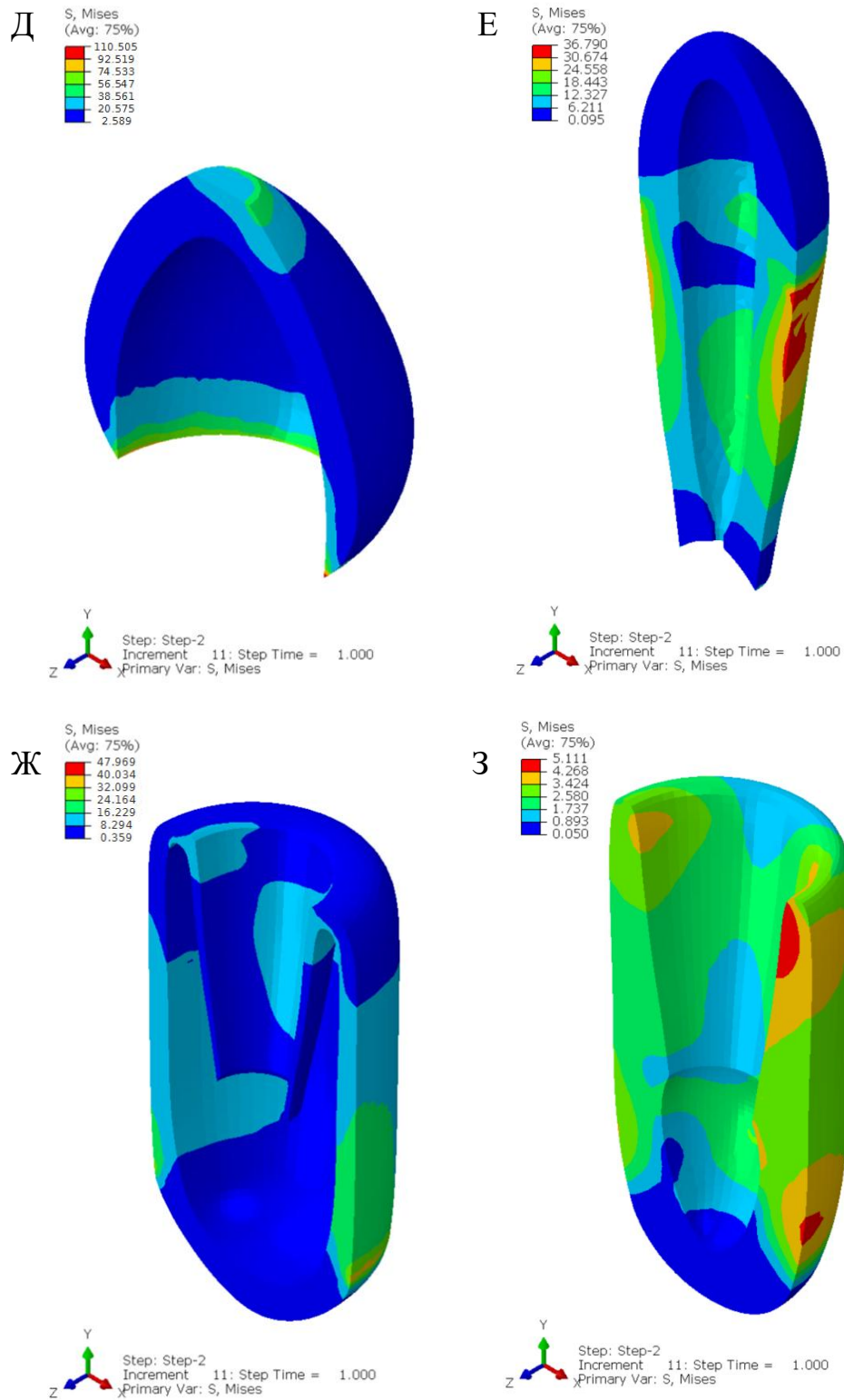


Рисунок 52 – Напряжённо-деформированное состояние в эмали (Д), дентине (Е), кортикальной (Ж) и губчатой (З) костной ткани при наклонной нагрузке зуба с резекцией верхушки корня

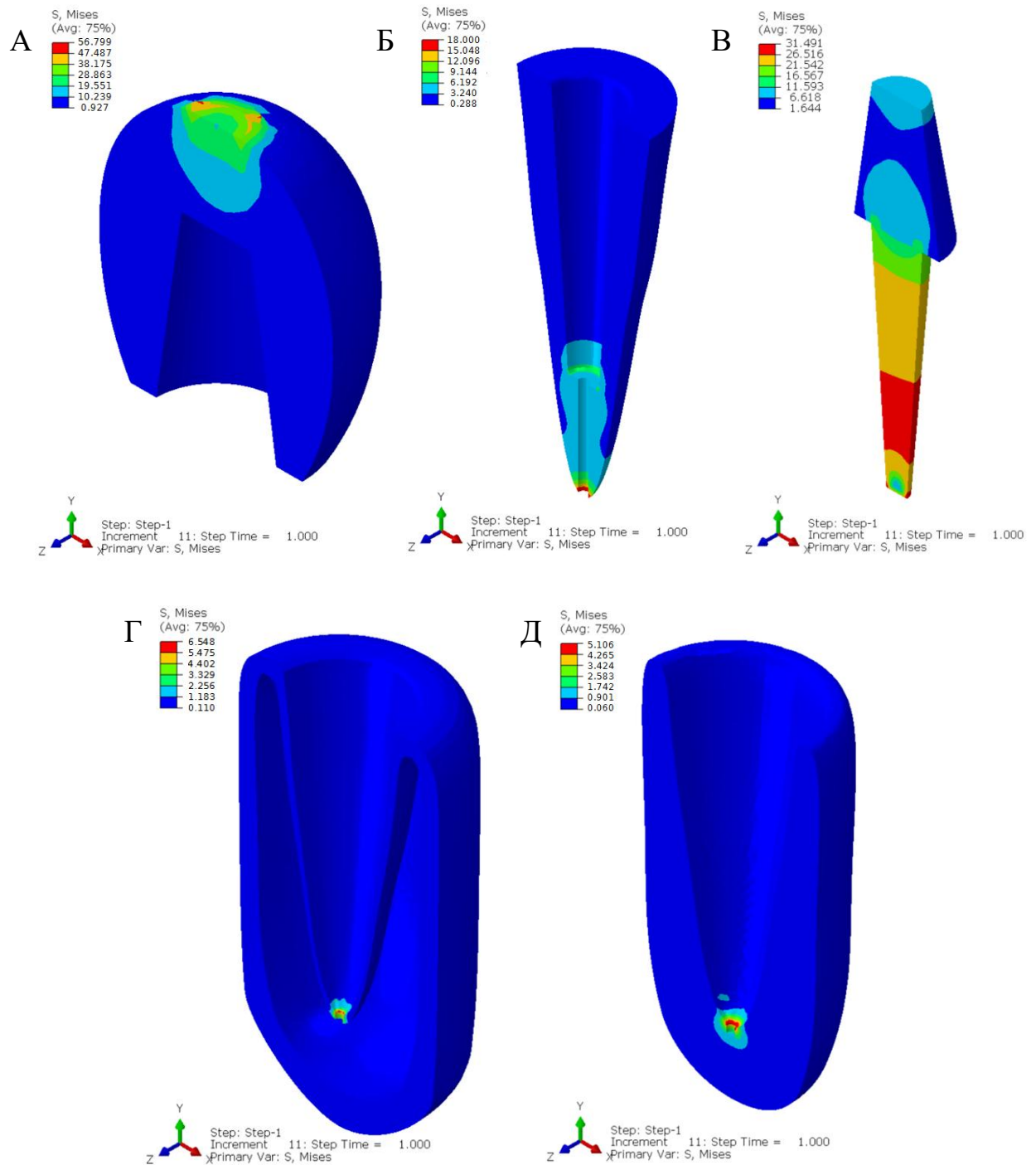


Рисунок 53 – Напряжённо-деформированное состояние в коронке (А), дентине (Б), штифтовой вкладке (В), кортикальной (Г) и губчатой (Д) костной ткани при вертикальной нагрузке зуба с литой штифтовой вкладкой

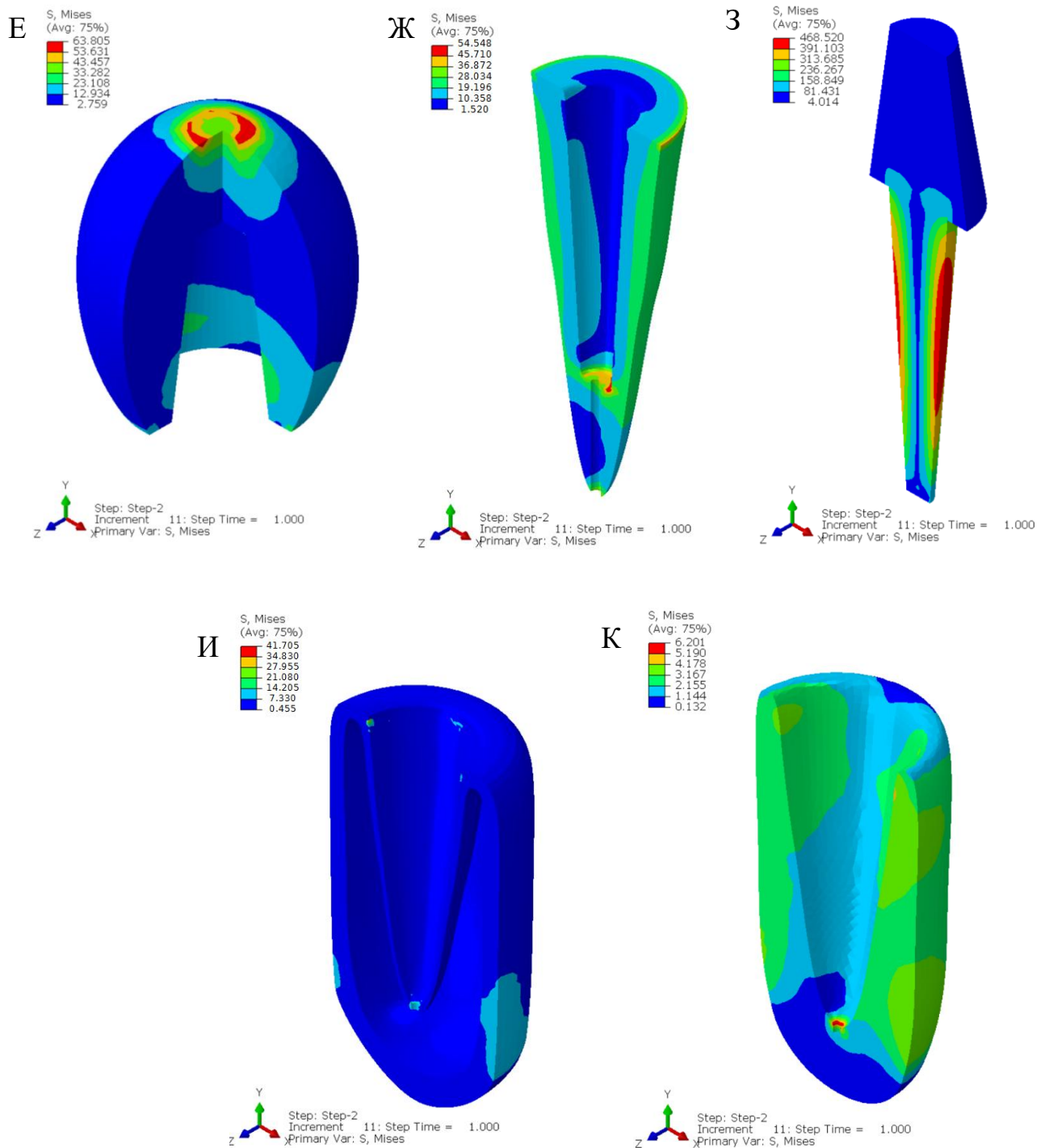


Рисунок 54 – Напряжённо-деформированное состояние в коронке (Е), дентине (Ж), штифтовой вкладке (З), кортикальной (И) и губчатой (К) костной ткани при наклонной нагрузке зуба с литой штифтовой вкладкой

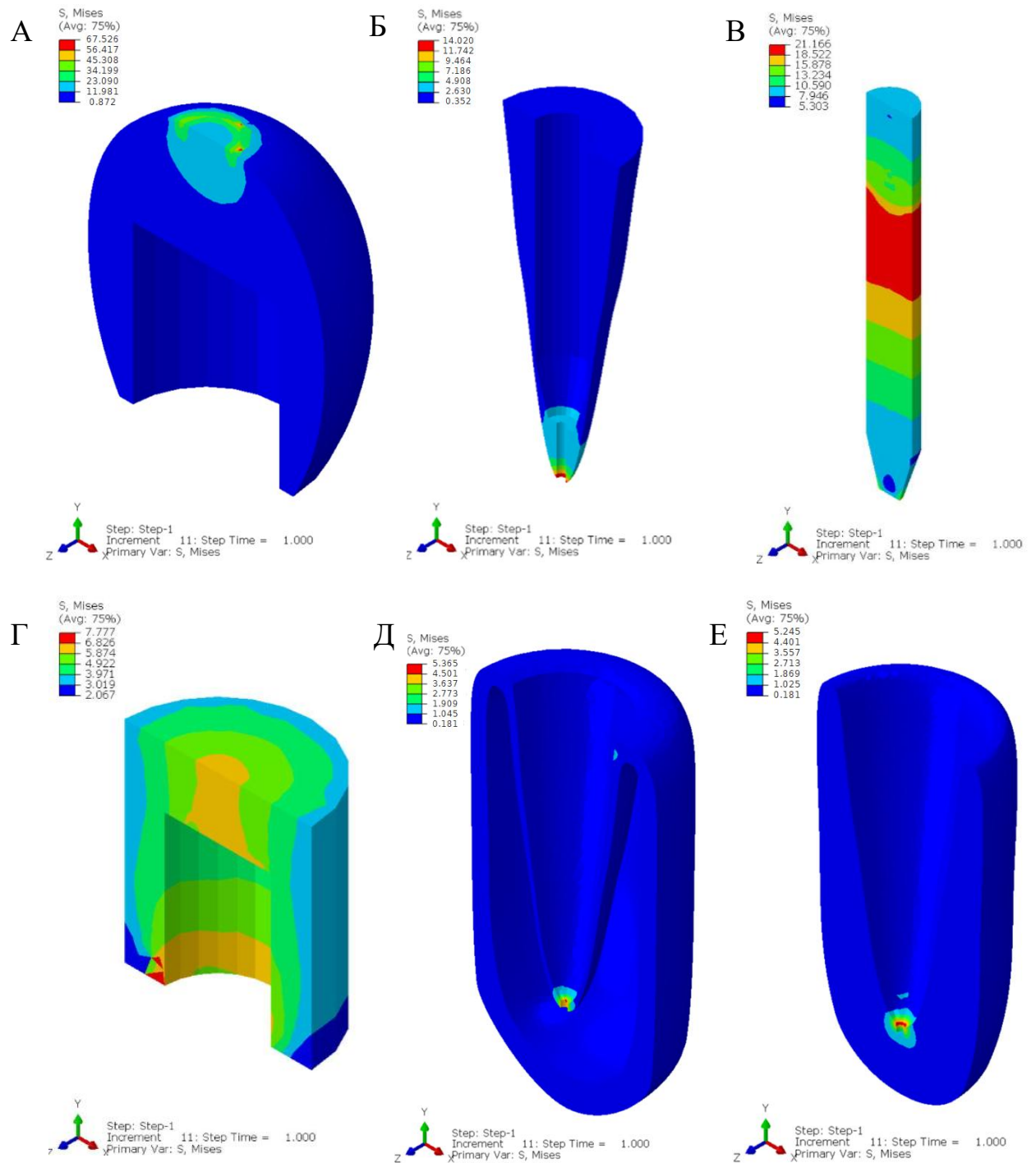


Рисунок 55 – Напряжённно-деформированное состояние в коронке (А), дентине (Б), штифт (В), композитной культе (Г), кортикальной (Д) и губчатой (Е) костной ткани при вертикальной нагрузке зуба с титановым штифтом

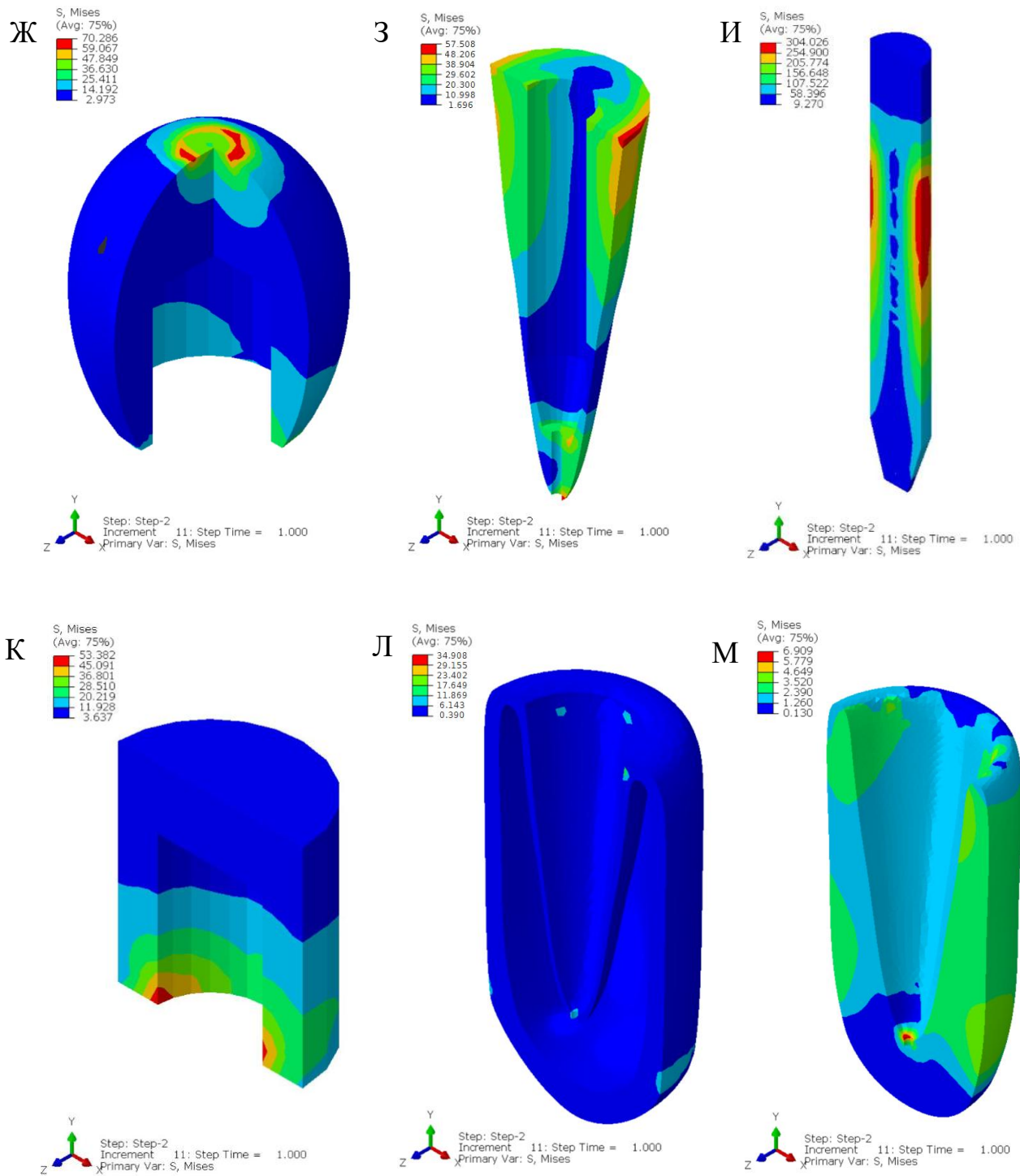


Рисунок 56 – Напряжённо-деформированное состояние в коронке (Ж), дентине (З), штифт (И), композитной культе (К), кортикальной (Л) и губчатой (М) костной ткани при наклонной нагрузке зуба с титановым штифтом

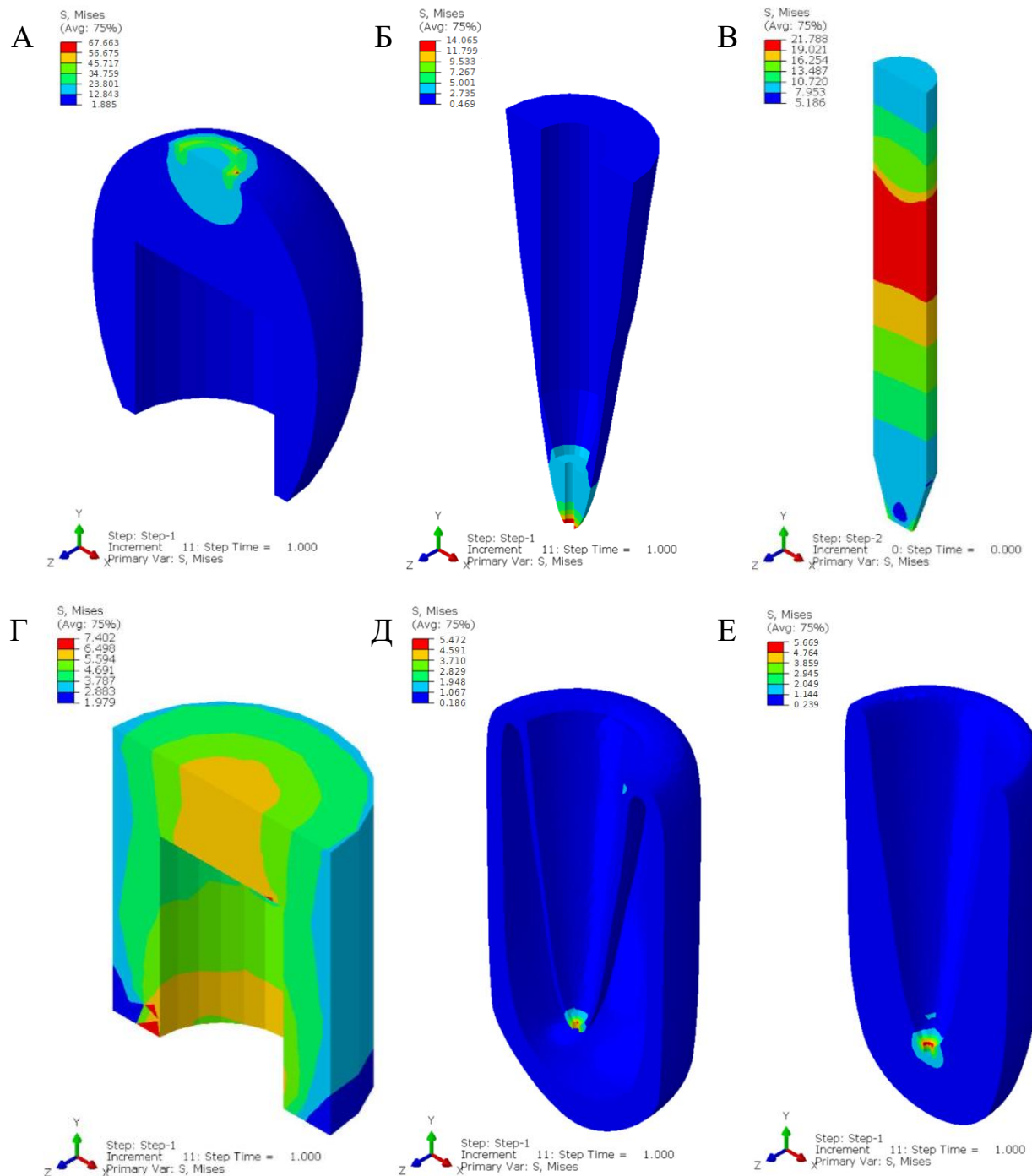


Рисунок 57 – Напряжённо-деформированное состояние в коронке (А), дентине (Б), штифте (В), композитной культе (Г), кортикальной (Д) и губчатой (Е) костной ткани при вертикальной нагрузке зуба со стекловолоконным штифтом

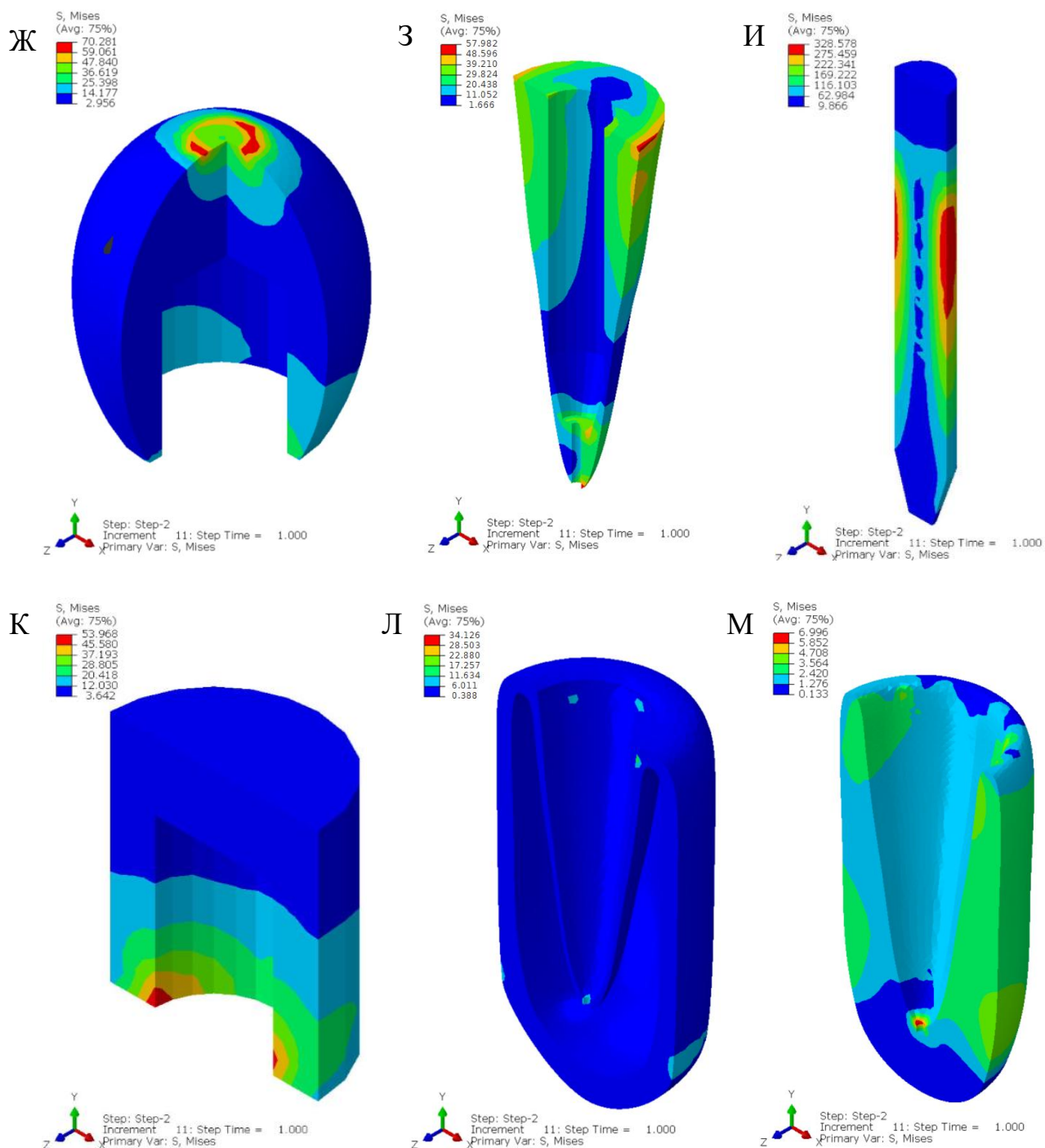


Рисунок 58 – Напряжённо-деформированное состояние в коронке (Ж), дентине (З), штифт (И), композитной культе (К), кортикальной (Л) и губчатой (М) костной ткани при наклонной нагрузке зуба со стекловолоконным штифтом

Как и следовало ожидать, девитализация зуба в связи с изменением физико-механических свойств дентина изменяет и параметры напряженно-деформированного состояния тканей зуба и окружающих тканей лунки (Рисунки 59, 60, 61, 62, 63, 64). Увеличиваются напряжения в эмали вплоть до достижения предела ее прочности. Напряжения в дентине несколько снижаются, но приближаются к пределу прочности девитализированного дентина при наклонной нагрузке (в верхней трети корня). Костные ткани испытывают небольшое увеличение напряжений. Сказывается неблагоприятное усугубление напряжений при развитии периапикальной деструкции относительно кортикальной костной ткани (почти одинаково с резекцией верхушки корня). Необходимое замещение разрушенной коронковой части штифтовыми конструкциями (особенно штифтовой вкладкой) увеличивает напряжения как в дентине, так и в костных тканях; под штифтовыми опорами наклонная нагрузка предельна для напряжений в дентине.

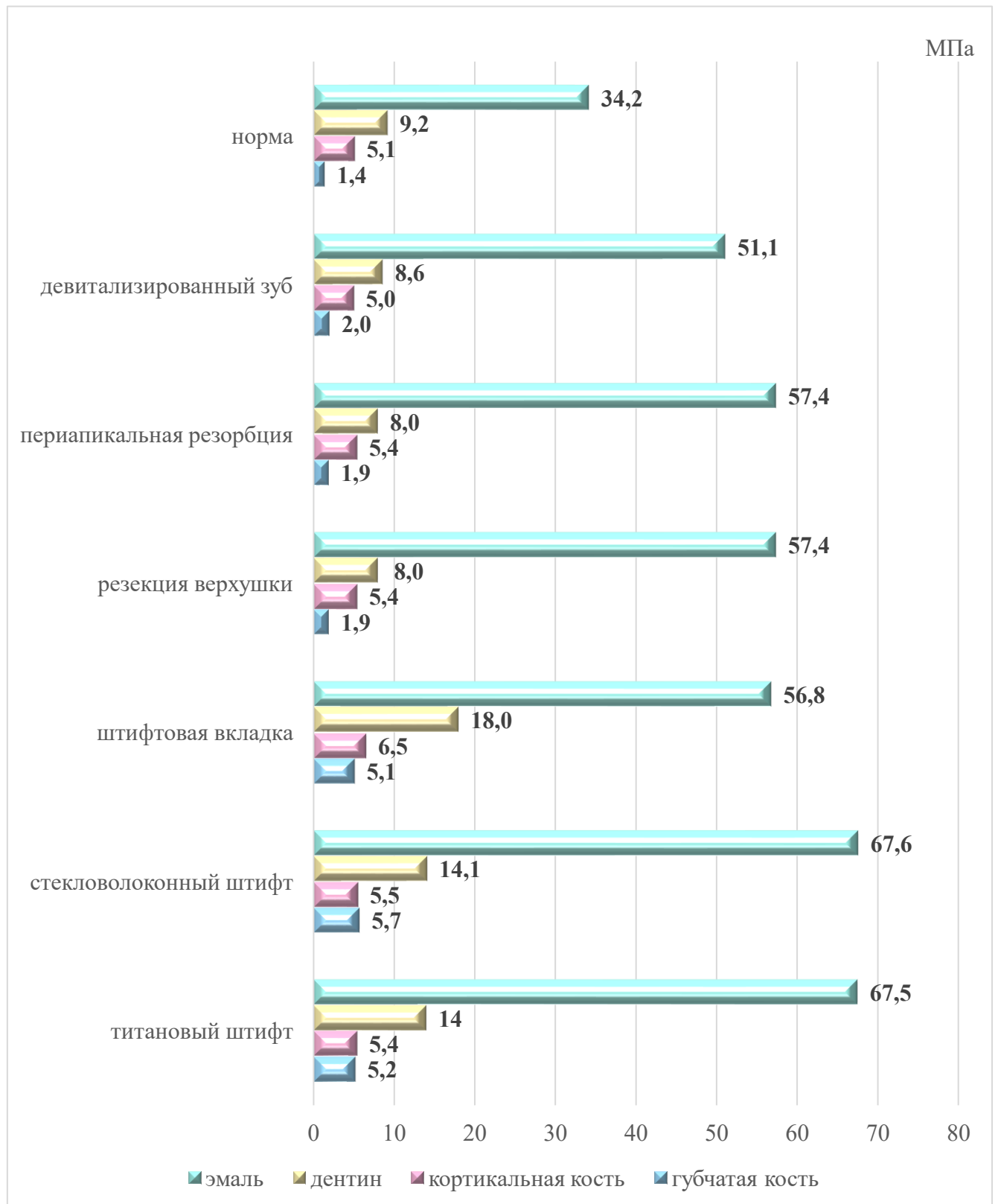


Рисунок 59 – сравнение с интактным зубом максимальных величин напряжений в тканях девитализированного зуба и штифтовых конструкций (вертикальная нагрузка)

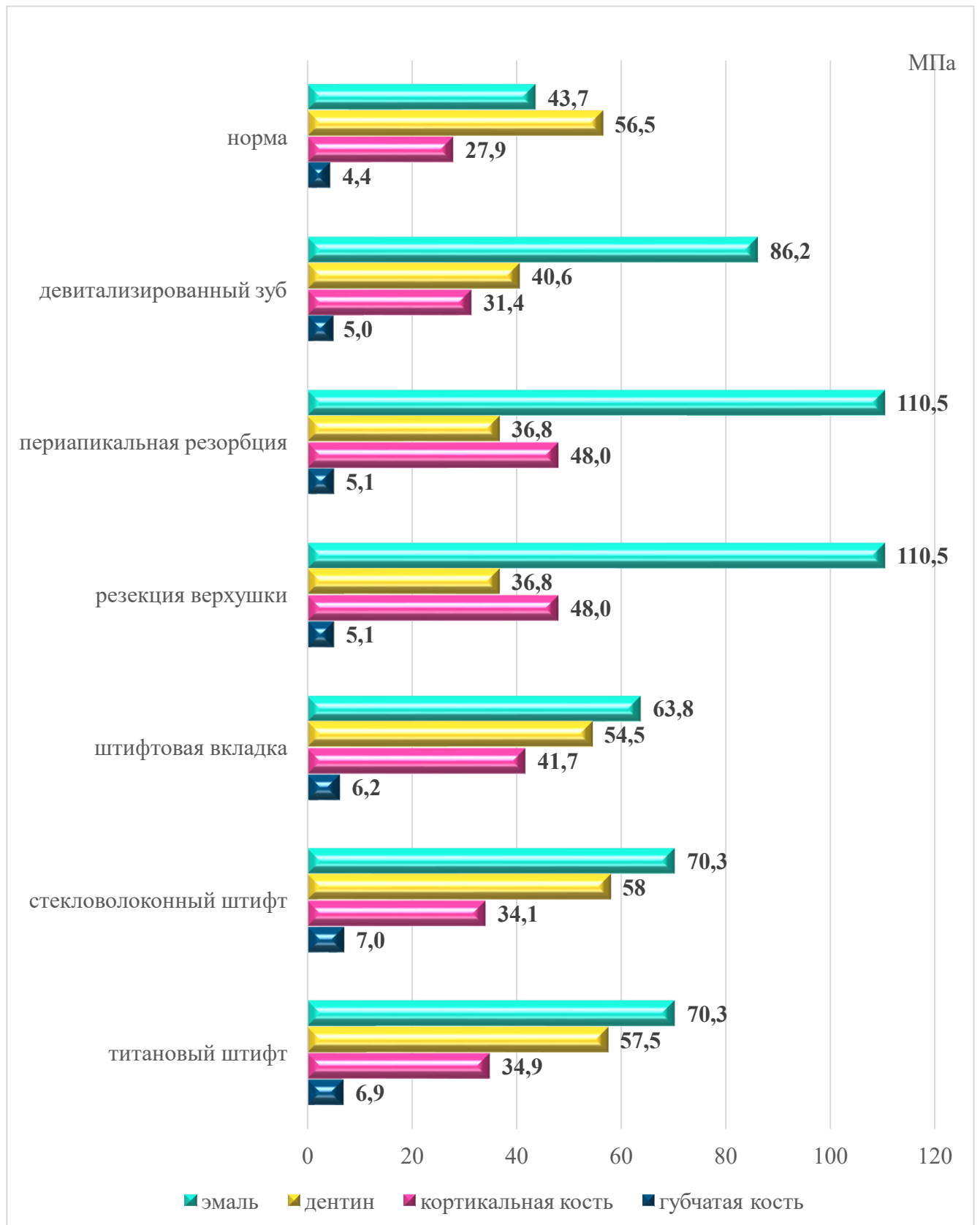


Рисунок 60 – сравнение с интактным зубом максимальных величин напряжений в тканях девитализированного зуба и штифтовых конструкций (наклонная нагрузка)

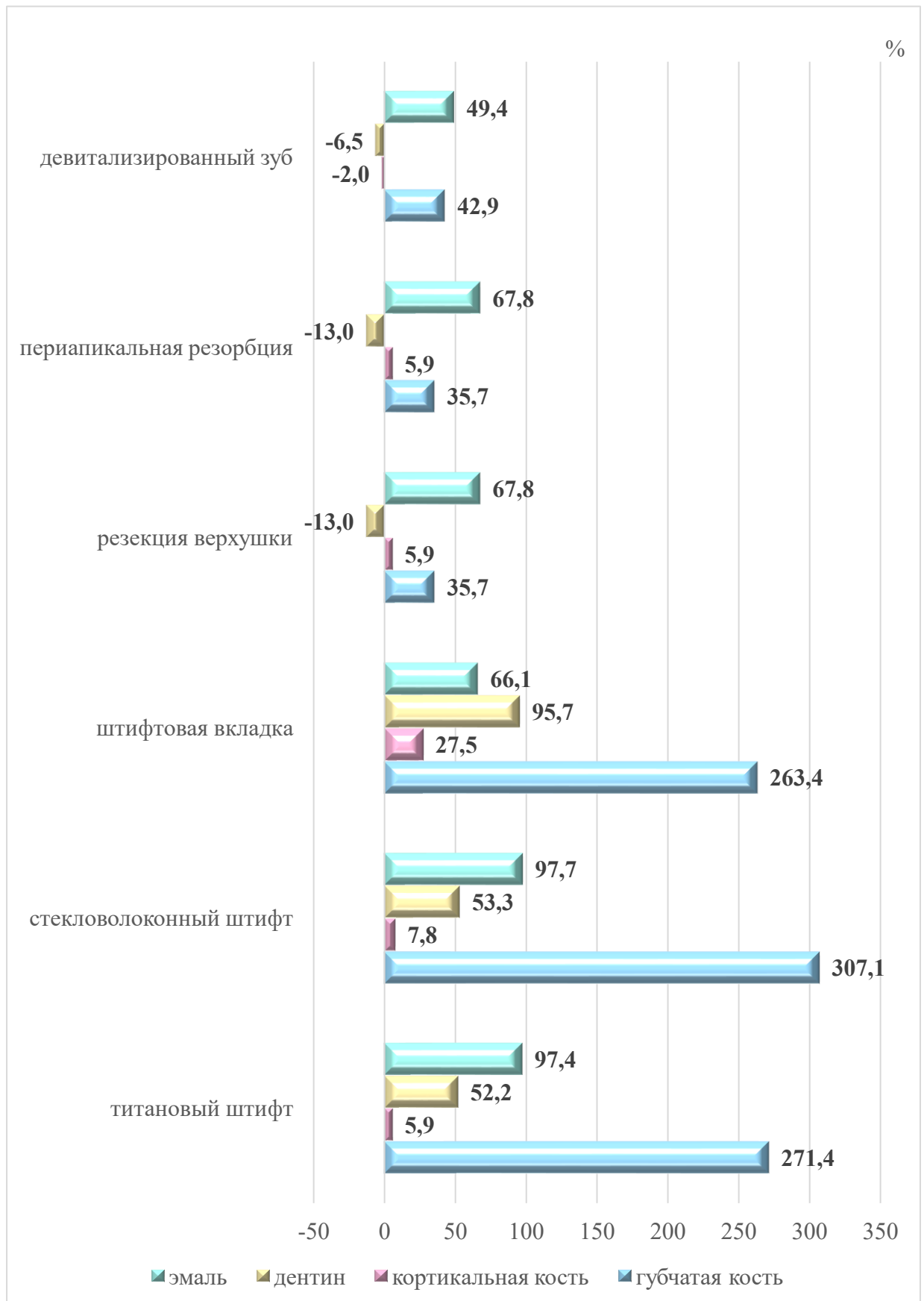


Рисунок 61 – степень изменения напряжений в тканях зуба и альвеолярной лунке при девитализации зуба и его восстановлении штифтовыми конструкциями (вертикальная нагрузка, сравнение с интактным зубом)

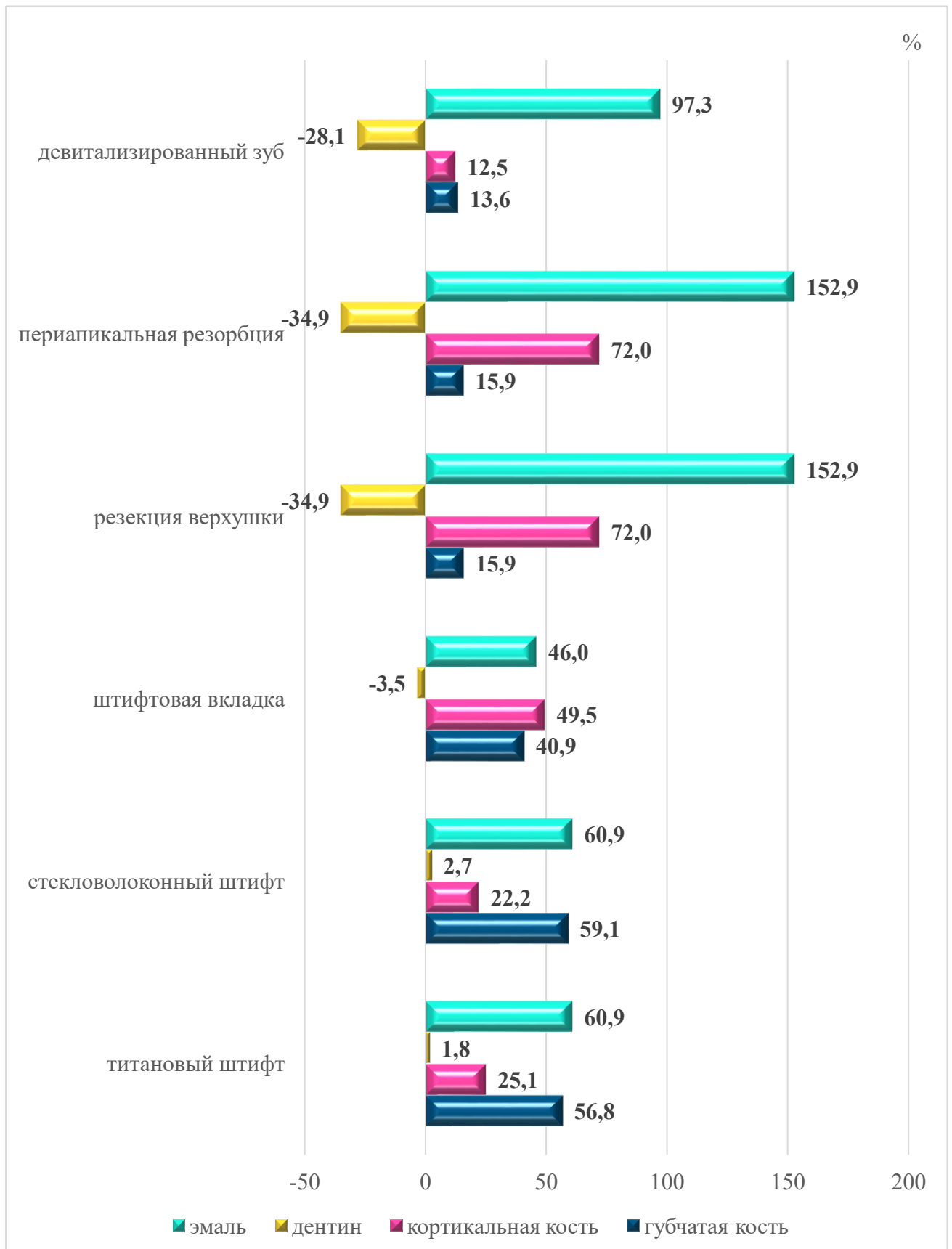


Рисунок 62 – степень изменения напряжений в тканях зуба и альвеолярной лунке при девитализации зуба и его восстановлении штифтовыми конструкциями (наклонная нагрузка, сравнение с интактным зубом)

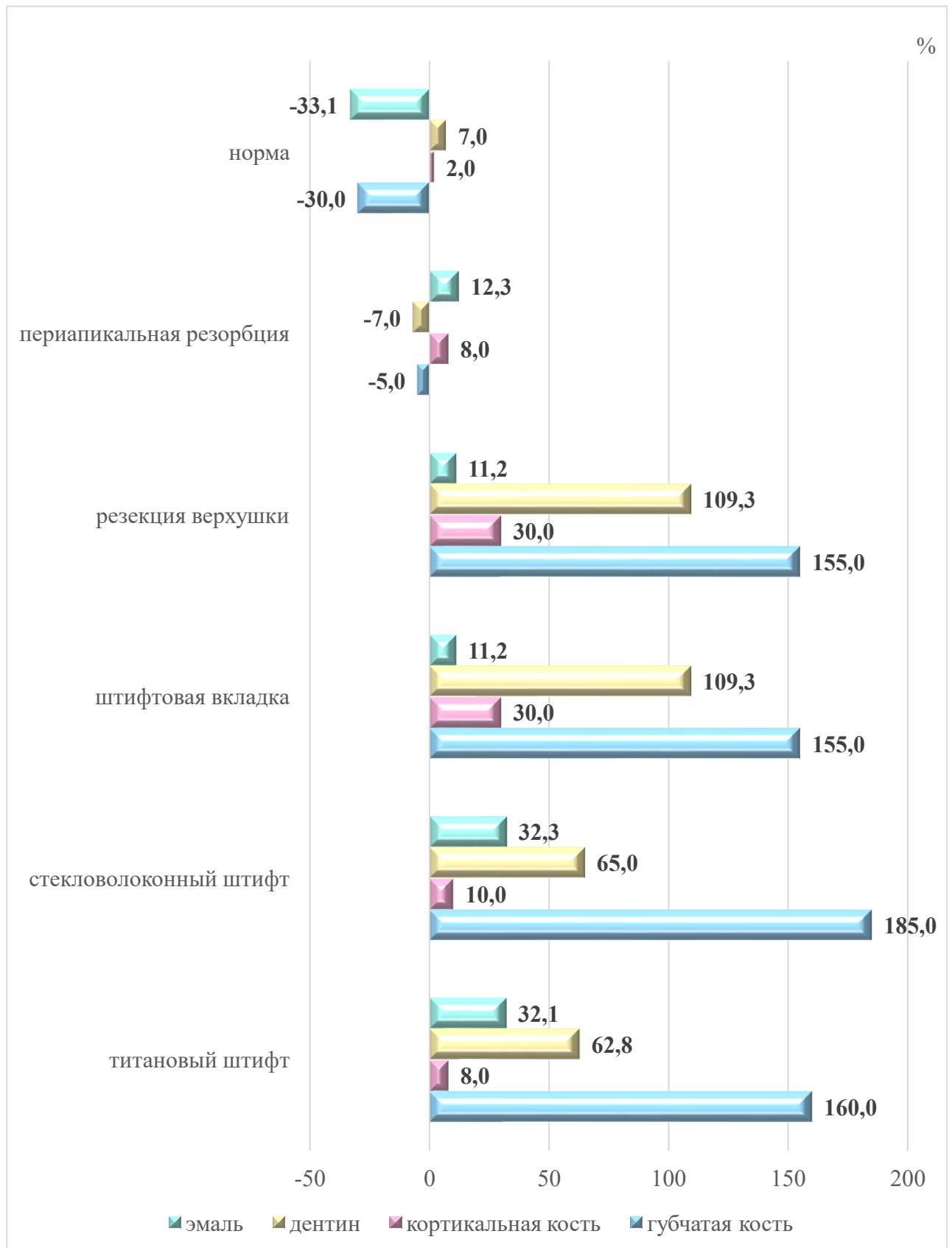


Рисунок 63 – степень изменения напряжений в тканях зуба и альвеолярной лунке при девитализации зуба и его восстановлении штифтовыми конструкциями (вертикальная нагрузка, сравнение с девитализированным зубом)

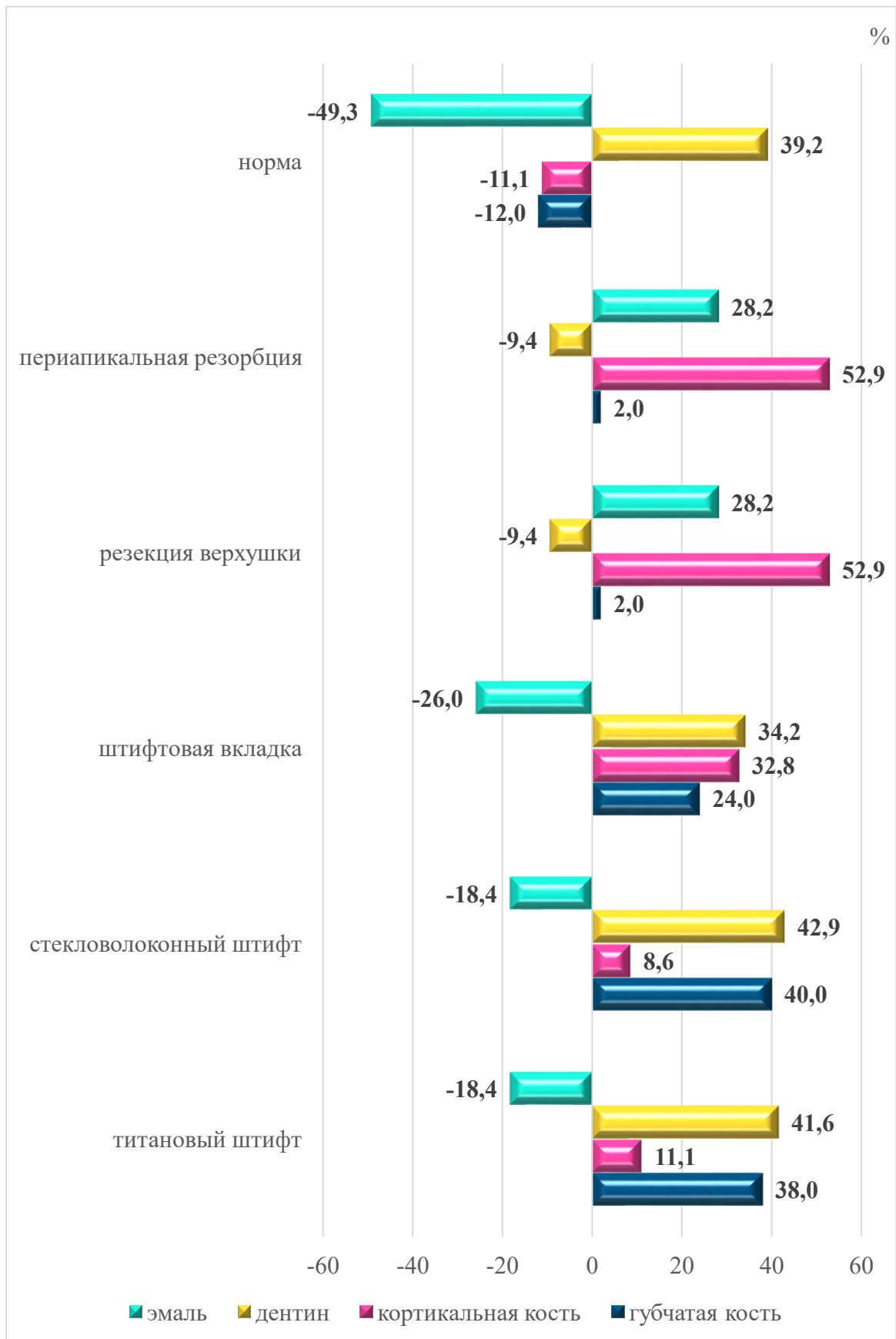


Рисунок 64 – степень изменения напряжений в тканях зуба и альвеолярной лунке при девитализации зуба и его восстановлении штифтовыми конструкциями (наклонная нагрузка, сравнение с девитализированным зубом)

3.5 Финансовые затраты и экономическая эффективность устранения дефектов зубов с учетом факторов риска и вероятности переломов зубов

Материалы опроса врачей-стоматологов и статистического анализа годовой деятельности ведомственного стоматологического центра (Таблица 8, столбцы Б-Г, Д, Е) легли в основу определения эффективности затрат на лечение, являющееся одновременно профилактикой фактуры зубов. Статистические материалы позволили определить вероятность развития переломов или трещин после лечения в связи с разрушением зуба разной глубины.

Учитывая стабильность обслуживаемых контингентов, объемов и структуры стоматологической помощи в рассматриваемой организации, можно достоверно рассчитать вероятность фактуры (Рф) по итогам оказания стоматологических услуг (столбец Ж):

$$P\phi_i = \frac{m_i}{n_i} \times 100\%,$$

где m_i – количество выявленных переломов и трещин, сопровождающихся i -й характеристикой, n_i – количество оказанных услуг, соответствующих i -й характеристике за аналогичный период времени.

Таблица 8 – Расчет вероятности фрактуры при различной степени разрушения зуба и вида реставрации

№ (i)	Характеристика (условия) при выявлении переломов или трещин	Кол-во (m_i)	Доля, %	Соответствующая услуга	Объем услуг (n_i)	Вероятность фрактуры (P_{fi}), %
А	Б	В	Г	Д	Е	Ж
1	Витальные зубы	306	28,6	пломба при поверхностном или среднем кариесе	3 901	7,8
2	Искусственная коронка	209	19,5	установлено коронок на зубах (одиночных)	1 583	13,2
3	Композитная реставрация более половины окклюзионной поверхности	557	52,1	пломба при глубоком кариесе	3 731	14,9
4	Наличие в зубе культевой штифтовой вкладки	207	19,3	изготовлено штифтовых вкладок	1 258	16,5
5	Зуб является опорой мостовидного протеза	72	6,7	изготовлено мостовидных протезов (х3,1)	276	26,1
6	Наличие в зубе стекловолоконного штифта	65	6,1	армирование стекловолоконным штифтом	221	29,4
7	Девитализированные зубы	764	71,4	вылечено зубов по поводу пульпита или периодонтита	2 330	32,8
8	Зуб является опорой съемного протеза	95	8,9	изготовлено бюгельных протезов (х4)	244	38,9
9	Полость в зубе более половины окклюзионной поверхности	349	32,6	пломба при глубоком кариесе (х0,21)	784	44,5
10	Наличие в зубе металлического штифта	42	3,9	выявлены установленные в других организациях (х0,25)	79	52,9
	ВСЕГО зубов с переломом и трещиной	1 070	100,0		12 022	8,9

Строки таблицы отсортированы по степени увеличения вероятности возникновения перелома или трещины. Так, вполне ожидаемо, наименьшей вероятностью последующей фрактуры 7,8% обладает лечение кариеса на ранних стадиях (витальный зуб, строка 1 таблицы). Этой характеристике соответствует совокупное количество зубов, вылеченных по поводу поверхностного или среднего кариеса. Число переломов и трещин в зубах, никогда до этого не подвергавшихся лечению (вследствие травмы), пренебрежительно мало. Количество фрактур в витальных зубах 306 было вычислено вычитанием фрактур в девитализированных зубах (строка 7) из общего числа выявленных переломов и трещин

Следующие три строки с близкой вероятностью возникновения перелома или трещины занимают зубы с искусственной коронкой (13,2%), крупной композитной реставрацией (14,9%) и с культевой штифтовой вкладкой (16,5%). Количество выявленных фрактур по этим трем группам сравнивалось с числом установленных за год коронок, пломб при глубоком кариесе и штифтовых вкладок.

Следующие три строки с повышенной вероятностью возникновения перелома или трещины занимают зубы, являющиеся опорой мостовидного протеза (26,1%), со стекловолоконным штифтом (29,4%) и крупнейшая группа в исследовании – девитализированные зубы в целом (32,8%). По первой из них количество выявленных фрактур сравнивалось с количеством изготовленных мостовидных протезов, умноженное на 3,1 – среднее количество опорных зубов по данным медицинской статистики КЦС; по второй и третьей – соответственно с количеством установленных стекловолоконных штифтов и с числом зубов после лечения осложнений кариеса (эндодонтического лечения пульпита или периодонтита).

В конце Таблицы 8 перечисляются ситуации с наиболее выраженной вероятностью фрактур, а именно в ситуации опорных зубов съемного протеза (38,9%), с наличием большой окклюзионной полости (44,5%), с эндоканальным металлическим штифтом (52,9%). Число опорных зубов съемных протезов рассчитано путем умножения количества изготовленных бюгельных протезов на

четыре – среднее количество опорных зубов в протезе. Во второй группе (длительно не леченные зубы с преимущественно выпавшими пломбами или запущенным первичным кариесом) база расчета была определена экспертным методом – в среднем врачи-терапевты суммарно оценили доли пациентов, сообщающих о том, что дольше года с момента выпадения пломбы не обращались за стоматологической помощью или затягивали лечение кариеса до появления болевых ощущений, в 21% от числа устанавливаемых пломб по поводу глубокого кариеса. В третьей группе с самым негативным прогнозом знаменатель был определен расчетным методом. Так как в КЦС последние металлические штифты были установлены в 2007 году, все случаи фрактур зубов с ними – следствие лечения в сторонних медицинских организациях. Только у 8% первичных пациентов по данным панорамных рентгенологических исследований обнаруживается в среднем 2 металлических штифта на обследованного. По данным собственных исследований (главы 2 и 3) известно, что пик выявления переломов и трещин приходится на период от трех до пяти лет с момента лечения вне зависимости от его характера. Таким образом количество выявляемых штифтов было скорректировано на средний срок службы до фрактуры делением на четыре.

Полученное ранжирование планов лечения может быть использовано в качестве дополнительного аргумента как при выборе методики реабилитации врачом-стоматологом, так и при мотивации пациента к максимально оперативному решению своих стоматологических проблем.

Полученные вероятности возникновения перелома или трещины в зависимости от проведенного лечения переносятся в столбец Д Таблицы 9.

Таблица 9 – Риски, совокупная приведенная стоимость и потребительская эффективность лечения кариеса и его осложнений

№ (i)	Характеристика (условия) при выявлении переломов или трещин	Номенклатура плана лечения укрупненная	Затраты (C _i), УЕ	Вероятность фрактуры (Рф _i), %	Вероятность удаления (Рy _i), %	Альтернатива удалению, i	Риск (R _i), УЕ	Приведенная стоимость, УЕ	Эфф-ть ранней терапии (КПЭ _i)
А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	З	И	К
1	Витальные зубы (условная единица стоимости, УЕ)	пломба при поверхностном или среднем кариесе	1,00	7,8	10,0	6	0,49	1,49	–
2	Девитализированные зубы	лечение двух каналов + пломба при глубоком кариесе	4,05	32,8	90,0	6	6,24	10,29	8,80
3	Полость в зубе более половины окклюзионной поверхности	длительное отсутствие лечения	0,00	44,5	50,0	6	5,63	5,63	4,14
4	Наличие в зубе композитной реставрации более половины окклюзионной поверхности	пломба при глубоком кариесе	1,81	14,9	50,0	6	1,89	3,70	2,21
5	Наличие в зубе металлического штифта	лечение двух каналов + штифт + реставрация	4,88	52,9	80,0	6	9,22	14,10	12,61
6	Наличие в зубе стекловолоконного штифта	лечение двух каналов + штифт + реставрация	5,71	29,4	70,0	7	4,74	10,45	8,96
7	Наличие искусственной коронки	лечение двух каналов + штифт/вкладка + коронка	11,05	13,2	100,0	-	2,72	13,77	12,28
8	Наличие в зубе культевой штифтовой вкладки	лечение двух каналов + вкладка + коронка	11,33	16,5	100,0	-	3,40	14,73	13,24
9	Зуб является опорой мостовидного протеза	1/3 искусственного зуба	2,29	26,1	100,0	-	10,76	13,05	11,56
10	Зуб является опорой съемного протеза	зуб в бюгельном протезе	2,79	38,9	90,0	8	1,19	3,98	2,49
Затраты на реабилитацию после удаления									
11	Несъемная реабилитация	удаление + имплантация + 0,5 костной пластики + коронка	25,05						
12	Дальнейшая модернизация бюгельного протеза (только для строки 10)	удаление + приварка зуба и кламмера	2,88						

В столбце В приведена укрупненная номенклатура лечения, стоимость которого (столбец Г) лежит в основе дальнейшего сравнения экономической эффективности. Стоимость указана в условных единицах (УЕ). Одна УЕ приравнена к затратам на базовый план лечения на раннем этапе развития поражения твердых тканей зуба – лечение поверхностного и среднего кариеса с наложением одной пломбы из фотополимеров. Этот вариант лечения указан в строке 1. В столбце Е приводится определенная экспертным методом вероятность удаления треснувшего зуба в группах с изучаемыми характеристиками. В столбце Ж – номер строки (i) альтернативного удалению плана лечения после перелома или трещины. Это значение не указано для строк 7-9, так как фактура покрытого коронкой зуба не имеет альтернативы удалению. Если же зуб после трещины или перелома все-таки подлежит дальнейшему лечению, то наиболее вероятной и клинически показанной технологией его восстановления будет терапевтическая реставрация с использованием стекловолоконного штифта (значение параметра б отсылает к соответствующей строке).

В столбце З приведен размер дисконтированного абсолютного риска (R_i) в условных денежных единицах, рассчитываемый по формуле:

$$R_i = P\phi_i * (P\gamma_i * C\gamma_i + (100 - P\gamma_i) * C\alpha\gamma_i)) * 0,823,$$

где $P\phi_i$ – вероятность фактуры зуба после i-го плана лечения, $P\gamma_i$ – вероятность удаления зуба в результате фактуры после i-го плана лечения, $C\gamma_i$ – затраты на дальнейшую реабилитацию, включая удаление зуба в результате фактуры после i-го плана лечения (в большинстве случаев равны 25,05 УЕ, соответствующим плану лечения с использованием имплантата, строка 11), $C\alpha\gamma_i$ – затраты на дальнейшую реабилитацию альтернативную удалению зуба в результате фактуры после i-го плана лечения, а 0,823 – коэффициент дисконтирования на четырехлетний период, рассчитанный в соответствии с рекомендациями отраслевого стандарта «Клинико-экономические исследования. Общие положения».

Столбец И суммирует совокупную приведенную стоимость каждого рассматриваемого плана лечения в условных единицах стоимости, включающая как первоначальные затраты (столбец Г), так и дисконтированную стоимость возможного устранения неблагоприятных последствий трещины или перелома в течение всего срока службы – риска (столбец З). Сравнение не только первоначальных, но именно приведенных совокупных затрат за длительный период является правильным с экономической точки зрения аргументом при выборе той или иной методики или степени оперативности обращения за стоматологической помощью. Так, например, двукратная на первый взгляд экономия в цене при выборе терапевтической реставрации по сравнению с покрытием того же зуба ортопедической коронкой в перспективе пятилетней эксплуатации из-за обратного соотношения риска фактуры существенно нивелируется (строки 6 и 7).

В столбце К рассчитан основной результат – сравнительная выгода от терапии на ранней стадии (B_i) по сравнению с каждым i -тым планом лечения, выраженная в условных единицах стоимости. Значение B_i равно разнице между совокупными приведенными стоимостями каждого рассматриваемого плана лечения и базового из строки 1 – дополнительным затратам, которые понесет пациент за весь срок службы в каждом рассматриваемом случае по сравнению с своевременным обращением за помощью. Так как стоимость базового варианта лечения мы приняли за единицу, это же цифровое значение приобретает и коэффициент потребительской эффективности (КПЭ _{i}). Оба последних показателя рассчитаны в соответствии с упомянутым выше отраслевым стандартом по методике, описанной в главе 2. Наиболее ярким выводом по этому параметру выглядит почти девятикратная (в 8,8 раз превышающая первоначальные затраты) экономия при своевременном обращении за помощью, предотвращающей девитализацию зуба (строка 2).

Проведенные расчеты позволяют констатировать, что своевременное лечение среднего или поверхностного кариеса в связи с невысокой вероятностью

фрактуры и удаления зуба увеличивает первоначальные затраты пациента в пятилетней перспективе в 1,5 раз.

В то же время длительное отсутствие замещения полости в зубе увеличивает первоначальные затраты за указанный период в 5,6 раз.

На фоне удорожания первоначальной стоимости лечения увеличения затрат через 5 лет варьирует от 1,3 до 2,6 раз в таких исходных ситуациях, как (по возрастанию) наличие штифтовой вкладки, стекловолоконного штифта, композитной реставрации более ½ окклюзионной поверхности, девитализация зуба, наличие металлического штифта (Рисунок 65).

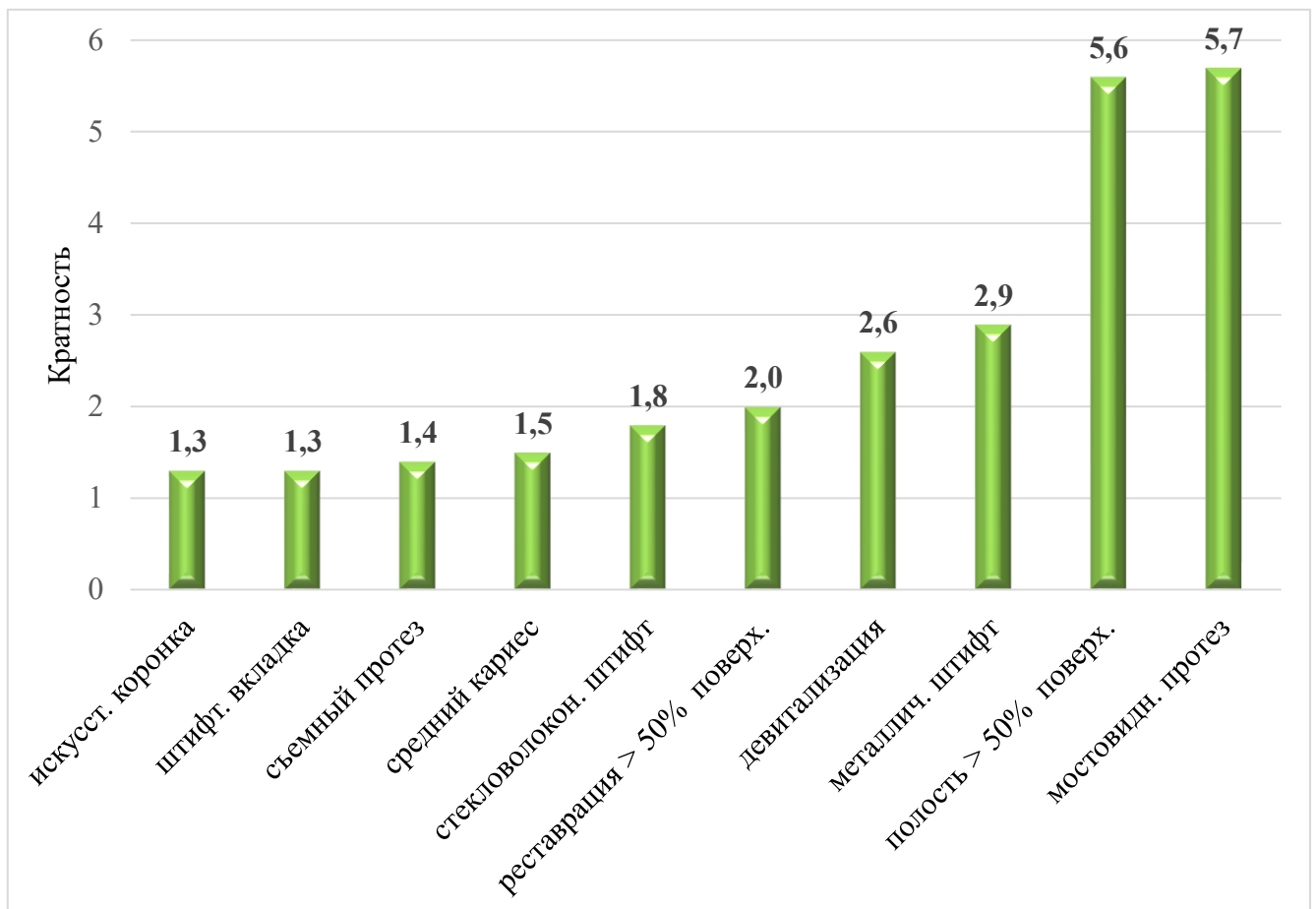


Рисунок 65 – Увеличение первоначальных затрат при лечении зуба в зависимости от биомеханических факторов риска фрактуры зуба (5-летний прогноз)

Существенное снижение экономической эффективности восстановления дефекта зуба происходит при наличии биомеханических факторов риска фрактуры

зуба. В сравнении с своевременной терапией кариеса приведенная стоимость за 5 лет на фоне биомеханического риска увеличивается в следующей последовательности:

- 2,2 раз (большая композитная реставрация),
- 2,5 раз (опорный зуб съемного протеза),
- 4,1 раз (полость более 50% поверхности),
- 8,8 раз (девитализация зуба),
- 9,0 раз (стекловолоконный штифт),
- 11,6 раз (опорный зуб мостовидного протеза),
- 12,3 раз (опорный зуб искусственной коронки),
- 12,6 раз (металлический штифт),
- 13,2 раз (штифтовая вкладка). (Рисунок 66)

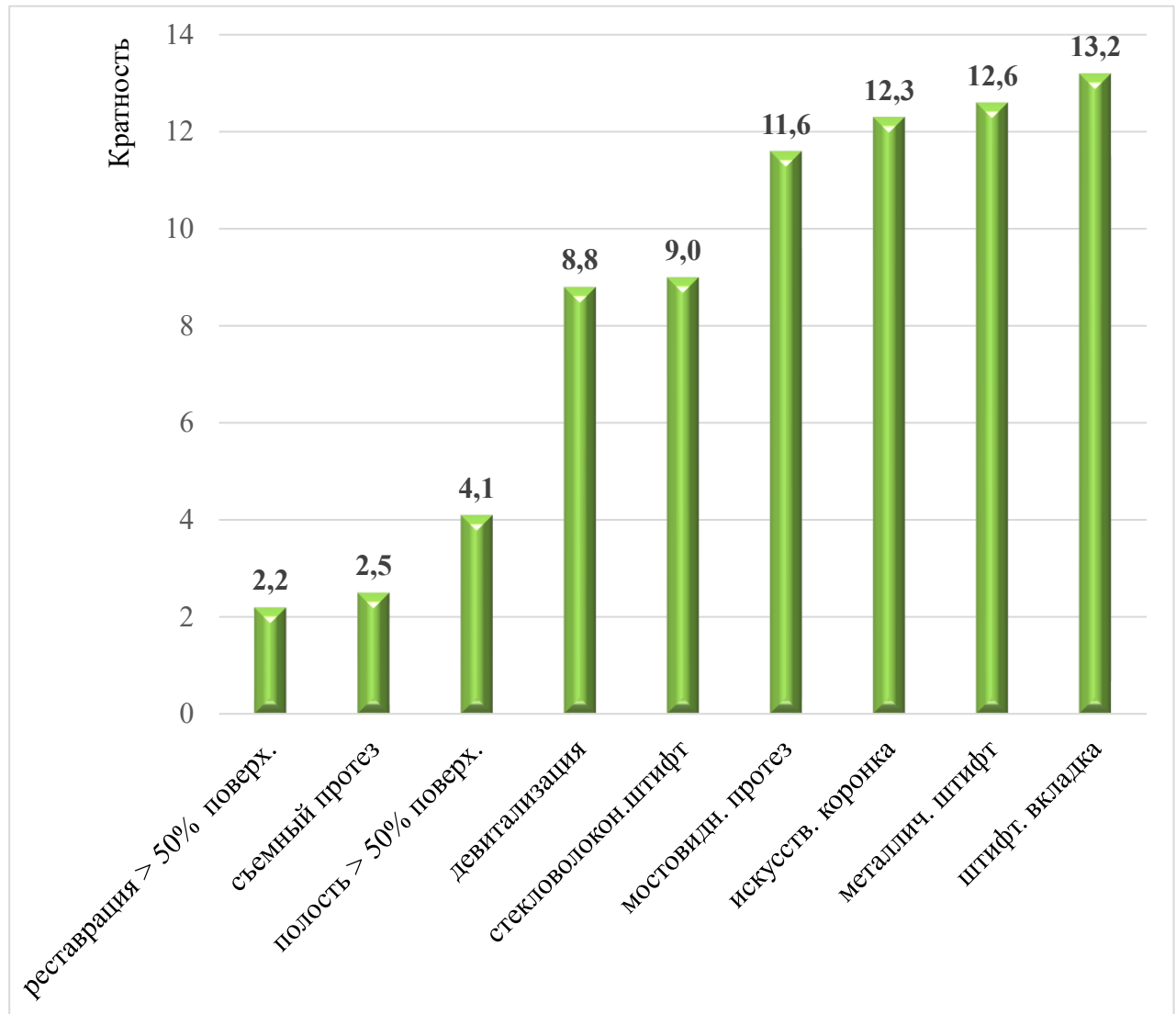


Рисунок 66 – Снижение экономической эффективности реставрации зуба в зависимости от биомеханического риска фрактуры зуба (в сравнении с своевременной терапией кариеса)

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Представленное исследование обусловлено большой распространенностью механического разрушения зубов в виде трещин и переломов, которые диагностируются на современном этапе с большей частотой в связи с появлением компьютерной томографии [168, 169, 173, 174, 187, 193, 223]. Если переломы и отколы твердых тканей зубов в пределах коронковой части не представляют трудностей при восстановлении по показаниям в зависимости от степени разрушения коронки композитной реставрацией, коронковой вкладкой или искусственной коронкой на штифтовой опоре, то переломы и трещины на уровне корня зуба составляют определенную проблему при диагностике и выборе метода лечения. Нередко диагностика таких состояний возможна только при использовании компьютерной томографии, а последствия трещин заключаются в поражении близлежащих отделов пародонта с вялотекущим хроническим воспалительным течением [3, 35].

Естественна параллель разрушения зубов в виде трещин и переломов вследствие кариозного процесса и особенно эндодонтического лечения, несмотря на соблюдение клинических рекомендаций [61, 62, 63]. Роль функциональной нагрузки упоминается как фактор риска разрушения зубов в ряде исследований, однако до настоящего времени нет комплексного исследования биомеханических условий функционирования зубов, как возможной причины появления переломов и трещин [19, 29, 156, 182, 211, 51, 53, 135, 139, 160, 169, 170, 173, 213].

Представленное исследование спланировано из трех разделов: клинико-статистического, экспериментально-математического и экономического. Частота выявления и характеристики переломов и трещин зубов изучалась в Клиническом центре стоматологии ФМБА России с привлечением 20 стоматологов-терапевтов и 5 стоматологов-хирургов путем анкетного опроса и анализа клинической обращаемости пациентов за стоматологической помощью.

Для опроса врачей-стоматологов разработана специальная анкета, состоящая из 10 вопросов и раздела дополнительного мнения врачей о причинах переломов

или трещин. Биомеханических условий функционирования зубов, в которых диагностированы переломы и трещины, было 22 – они отражали топографию зуба, локализацию разрушения, сохранность пульпы, подвижность зубов, повышенную нагрузку из-за дефектов в зубном ряду, наличие окклюзионного супраконтакта, пришеечную или периапикальную резорбцию костной ткани, наличие полости в зубе или реставрации, присутствие различных штифтовых конструкций в девитализированном зубе.

За период выполнения клинической части работы врачи-стоматологи при диагностировании перелома или трещины зуба заполняли разработанную карту обследования, которая, по сути, повторяла анкету и дополняла сведения о дальнейшей судьбе зуба с трещиной или переломом: удаление или лечение реставрациями или штифтовыми конструкциями. Подробное описание зуба с указанным осложнением, с приложением фото- и рентгенснимков, с анализом последствий перелома для зуба, с расчетом частоты выявлений переломов и трещин относительно количества принятых пациентов и вылеченных (удаленных) зубов проводилось в течение одного года.

Клинический этап показал по данным анкет частоту выявления трещин и переломов зубов на уровне 10,2% у врачей-стоматологов-терапевтов и 12,1% у стоматологов-хирургов [22, 133]. Этот показатель вполне сопрягается с данными исследований по этой теме, например, в исследовании Семенникова В.И. приводится цифра 3-15%, у Аджиевой Э.К. и Макеевой И.М. – 10-30% [3, 66, 175]. Чаще подвергаются переломам зубы на верхней челюсти, особенно премоляры (соответственно 62,5% и 52,7% среди зубов с трещинами). Интересно, что около 10% трещин выявлялись только по данным компьютерной томографии. Важнейшим аспектом анализа анкет стал анализ биомеханических условий функционирования зубов с переломами и трещинами. Он впервые показал большую значимость таких биомеханических факторов, как девитализирование зубов, их повышенная нагрузка и боковая нагрузка из-за незамещенности дефектов зубных рядов, наличие обширной полости в зубе (даже при ее замещении

композитной реставрацией) с частотой сопровождения трещин и переломов соответственно 87,7%, 79,2%, 85,7%. Как видно, очевидно сочетание факторов биомеханического риска при появлении трещин: а именно девитализации зуба, его перегрузки и обширной полости (в том числе с композитной реставрацией). И другие биомеханические факторы риска имели значение для развития переломов и трещин зубов, но с меньшим уровнем влияния. В частности, бруксизм сочетался с переломом и трещиной у 29,2 % зубов, резорбция костной ткани в области шейки более трети длины корня – у 30,1%, истонченность стенок корневого канала – у 30,6%. В пределах 20% от количества зубов с трещинами и переломами оказывали влияние такие факторы, как окклюзионный супраконтакт, периапикальная резорбция костной ткани, наличие штифтовой конструкции (в меньшей степени при использовании стекловолоконного штифта в сравнении с металлическим и культевой штифтовой вкладкой – соответственно 10,3%, 21,1%, 21,9%), использование под опору мостовидного или съемного протеза. Мало подвергались переломам подвижные зубы (5,3%), зубы под искусственными коронками (8,1%). Характерен срок 5 лет, в течение которого происходило большинство переломов и трещин в зубах после девитализации (82,8%), с момента реставрации (65,6%), с момента фиксации коронки или мостовидного протеза (78,4%), наложения съемного протеза (88,5%).

В результате идентичного статистического исследования (по данным ведомственной клиники) с использованием показателей, изложенных в анкете по выявлению причин и обстоятельств трещин получена близость показателей относительно частоты изучаемого осложнения, преимущественным причинам их развития, однако, количественные показатели в ряде случаев различались ввиду худшего качества диагностики и эндодонтического лечения в регионах (откуда были опрошенные врачи), а также меньшей обращаемости к стоматологу. Схожие показатели: выявляемость трещин и переломов зубов; преимущественная локализация на верхней челюсти и с одинаковой частотой переломов корней и коронок; явное этиологическое влияние девитализации зубов, окклюзионного

супраконтакта, периапикальной и пришеечной резорбции костной ткани, объемной полости или реставрации в зубе (особенно пришеечная полость), штифтовых конструкций или коронок.

Отличия в региональных показателях по сравнению с КЦС ФМБА России: более частая диагностика переломов зубов по сравнению с трещинами, большее значение премоляров в структуре переломов и трещин (особенно продольных) более частое выявление незамещенных дефектов в зубных рядах и бруксизма, большая выявляемость истонченности стенок корневого канала, большая распространенность переломов в присутствии металлических и стекловолоконных и коронок (мостовидных протезов).

Представленные результаты частично находят отражение в других исследованиях, например, Крихели Н.И., Эртувханова М.З., Берсанова М.Р., Урусова Е.К. указывали на негативное влияние относительно целостности зубов и окружающих тканей таких отклонений от адекватных условий нагрузки, как использование металлических внутрикорневых штифтов, коротких штифтовых вкладок, окклюзионных супраконтактов [11, 126, 132, 149]. Не удивительны конкурентные публикации о значимости и осложнениях эндоканальных штифтов из титана или стекловолокна [104, 108, 157, 166, 180, 185, 193, 202, 206]

Естественным продолжением статистического раздела исследования стал математический эксперимент с использованием трехмерного математического моделирования напряженно-деформированного состояния тканей зуба (эмаль, дентин) и альвеолярной лунки при нагрузке. Как и в большинстве биомеханических исследований в стоматологии, применялась вертикально направленная и наклонная нагрузка зуба (150 Н), в модели использовались наиболее употребляемые свойства тканей (модуль упругости, коэффициент Пуассона, предел прочности), анализировались максимальные величины интегральных напряжений. Цветокартинирование напряженно-деформированного состояния (в совокупности с цветовой шкалой величины напряжений) позволяло описать характер распределения функциональных напряжений в анализируемых тканях.

Напряжения в базовой модели сравнивались с изучаемыми неблагоприятными изменениями в свойствах тканей и условиях нагрузки.

В базовой модели зуба зафиксирован следующий порядок распространения напряжений: при вертикальной нагрузке – от окклюзионной поверхности эмали к прилежащей зоне дентина (над пульповой камерой, затем в нижнюю треть лунки зуба). От неосевой нагрузки напряжения стремились к шейке зуба с значительным увеличением показателей напряжений (от 21,7% до 83,7% в зависимости от анализируемой ткани).

Как и следовало ожидать, в неадекватных биомеханических условиях указанные напряжения перераспределяются и, как правило, увеличиваются [7, 12, 13, 15, 24, 47, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 116, 117, 122, 136].

Это заметно при истончении эмали, где напряжения при неосевой нагрузки нарастают на 46,5% (и в дентине на 31,6%).

Окклюзионный супраконтакт дает всплеск напряжений в эмали, превышающий базовую модель на 74,8%.

Естественно увеличение напряжений при появлении полости в зубе (в эмали на 50,1%, в дентине на 25,4%).

Композитный и даже керамический материал, замещающий дефект зуба, продолжает ситуацию с увеличением напряжений в сравнение с интактным зубом, но все же, в меньшей степени (композит – в эмали на 37,7%, в дентине на 17,1%; керамика – в эмали на 39,7%, в дентине на 23,1%).

Другое расположение полости, а именно в пришеечной области, в большей степени увеличивает напряжения в сравнении с окклюзионной локализацией.

Замещение композитом пришеечной полости определенно снижает напряжения в указанных тканях, также как в модели с окклюзионной полостью. Увеличение величины нагрузки по разным причинам (недостаточное количество зубов, жесткая пища) увеличивает напряжения во всех тканях пропорционально увеличению нагрузки. В костной ткани пришеечная резорбция при пародонтите

способна увеличить напряжения не только в дентине (на 42,2%), но и на 59,8% в кортикальной и 58,2% в губчатой кости.

Особенно неблагоприятное воздействие на НДС зуба оказывает распространенная и вынужденная процедура девитализации зуба (эндодонтического лечения). Девитализация увеличивает в эмали напряжения на 33,1% (осевая нагрузка) и на 49,3% (наклонная нагрузка).

Усугубляет величину напряжений периапикальная резорбция (или резекция) костной ткани: в эмали – на 22,0%, в кортикальной кости на 34,6% (в сравнении с девитализированным зубом).

Штифтовые конструкции, несмотря на высокую вынужденную востребованность в связи с высокой степенью разрушения коронковой части зуба, также увеличивают напряжения в тканях зуба и альвеолярной лунке, даже в сравнении с девитализированным зубом. Степень увеличения напряжений (наибольшая при наличии культевой штифтовой вкладки в сравнении с титановым или стекловолоконным штифтом) составляет 52,1% в дентине, 24,8% в кортикальной и 65,6% в губчатой кости в сравнении с девитализированным зубом.

Сопоставление величины функциональных напряжений в тканях зуба по данным проведенного исследования и в других публикациях показывает достоверность проведенного моделирования, поскольку цифры напряжений в эмали и в других исследованиях близки по значению: от 25 до 55 МПа в публикациях Щербакова Л.Н., Жарова А.В., Shams A., Sender R.S.; в дентине – от 11 до 27 МПа в публикациях Jafari, Maravic T. [14, 43, 163, 192, 219, 221]. Необычно высокие напряжения в зубе по данным Матросова, Тихонова, Vaschi можно объяснить моделированием штифтовых конструкций, как наиболее биомеханически уязвимых из-за сохранности только корня зуба.

Механическая причина разрушения зуба – превышение пределов прочности его ткани прилагаемой нагрузки в отдельных точках. Такая ситуация при математическом моделировании зафиксирована в эмали:

- в ситуации ее истончения (стирания) и, напротив, в точке окклюзионного супраконтакта,
- окклюзионная полость в зубе и даже после заполнения композитом (или керамикой), но при неосевой нагрузки,
- пришеечная полость и ее реставрация (при обоих направлениях нагрузки),
- девитализированный зуб (при обоих направлениях нагрузки).

Точка превышения пределов прочности зафиксирована при наклонной нагрузке и в дентине верхней части корня, а также под штифтовыми опорами искусственных коронок.

Наличие предельных напряжений в прямую объясняет часто наблюдаемые в клинике трещины и переломы зубов в девитализированных зубах (в том числе с штифтовыми конструкциями), при наличии окклюзионных супраконтактов и обширных полостях в зубах, а также при неадекватной (боковой) нагрузке запломбированных зубов. Неблагоприятные биомеханические условия, не приводящие в модели к пределам прочности тканей, могут вызвать трещины и переломы при их сочетании, отклонениях в меньшую сторону индивидуальных механических свойств зубов и костной ткани от средних значений.

Таким образом, отдаленные клинические результаты замещения твердых тканей зубов имеют целый ряд факторов риска биомеханического свойства. Ряд из них – индивидуальные свойства тканей – трудно устранимы, другие факторы нужно учитывать, нацеливая пациентов и врачей-стоматологов на раннее выявление и устранение кариеса зубов и его осложнений, своевременное замещение дефектов зубов.

Доказательством представленного утверждения стало экономическое сравнение первоначальных затрат пациента, если начать своевременно лечение возникшего дефекта зуба и далее с усложнением замещающей конструкции из-за более глубокой степени разрушения зуба и, соответственно, появления факторов биомеханического риска. В соответствии со средней стоимостью замещения дефекта зуба в разных ситуациях и разными конструкциями (пломба при среднем

или глубоком кариесе, девитализация зуба, стекловолоконный или металлический эндоканальный штифт, искусственная коронка на штифтовой вкладке, мостовидный протез) увеличение затрат происходит от 2 до 11 раз в сравнении с лечением среднего кариеса.

С учетом вероятности переломов и фрактур зуба в пятилетней перспективе на фоне факторов биомеханического риска (по данным клинико-статистической части исследования) более выраженный риск вызывает более значительные затраты на восстановление зуба. Напротив, экономическая эффективность в развитой степени разрушения зуба снижается (на примере прогноза на 5 лет), если сравнивать с затратами с первоначальным устранением среднего кариеса: до 4 раз при вынужденном лечении полости более половины окклюзионной поверхности, до 8,8 раз при девитализации зуба и до 13 раз при наличии в зубе металлического штифта или штифтовой вкладки [23, 37].

Касающиеся экономической части исследования данные других авторов – Кагановой О.С., Берсанова Р.У., Бронштейна Д.А., Заславского Р.С. – подтверждают на других клинических ситуациях более значимые экономические потери при углублении стоматологической патологии и сложности лечения [10, 17, 48, 54].

Опрос врачей-стоматологов, клинико-статистический годовой анализ работы крупной московской клиники, математическое биомеханическое моделирование, а также экономические расчеты показывают как биомеханические предпосылки развития трещин и переломов зубов, так и частоту их выявления в разных биомеханических условиях, а также позволяют рассчитать вероятность развития трещин на фоне разных клинических условий и показать экономические потери пациента при несвоевременном устранении возникшего дефекта зуба. Проведенное исследование позволило сформулировать клинические рекомендации, нацеленные на профилактику представленного в исследовании осложнения.

ВЫВОДЫ

1. Анкетирование врачей-стоматологов выявило частоту трещин 6,7% и переломов 4,4% среди леченных и удаленных зубов. Преимущественная локализация – верхняя челюсть (62,5%), премоляры (52,7%), корни зубов (59,1%), преимущественная топография – продольная (68,2%). 15,6% трещин и переломов выявились только при рентген и КТ- обследовании. 87,7% трещин и переломов выявлялись в девитализированных зубах, 79,2% – у пациентов с незамещенными дефектами зубного ряда, с наличием реставрации более 50% окклюзионной поверхности (49,3%), у 30,6% на фоне истонченных стенок корня зуба. Не менее 65% разрушений зубов происходили в течении 5 лет после девитализации, пломбирования, протезирования. Анализ статистических показателей ведомственного стоматологического центра показал вероятность появления трещин или переломов зубов, равную 8,9% среди леченых зубов; наиболее высока вероятность указанного осложнения в девитализированных зубах – 71,4%, при наличии незамещенных дефектов зубов (функциональная перегрузка) – 47,6%, а также наличии композитной реставрации или полости площадью более половины окклюзионной поверхности – соответственно 52,1% и 32,6%.

2. В трехмерной математической модели интактного зуба распределение и величины максимальных напряжений: в эмали – 34,204 МПа по окклюзионной поверхности, в дентине – 9,174 МПа под окклюзионным слоем эмали, в костной ткани – 5,066 МПа (кортикальной) и 1,382 МПа (губчатой) в нижней трети альвеолярной лунки; угловое смещение нагрузки увеличивает напряжения в указанных тканях на 21,7%, 83,7%, 81,8%, 68,4% с концентрацией в зоне средней трети зуба.

3. Степень увеличения функциональных напряжений в неблагоприятных условиях нагрузки составляет при стирании эмали 46,5% (эмаль) и 31,6% (дентин), при супраконтакте – 74,8% (эмаль), при резорбции межзубных перегородок – 42,2% (дентин) и 59,8% (костная ткань), при наличии полости в зубе – 50,1% (эмаль) и

25,4% (дентин). Степень снижения напряжений в эмали и дентине при замещении полости композитом составляет соответственно 39,7% и 23,1%.

4. Девитализирование зуба увеличивает напряжения на 33,1% (эмаль), деструкция периапикальной кости – еще на 22,0% (эмаль) и 34,6% (костная ткань), штифтовые конструкции – на 52,1% (дентин) и 65,5% (костная ткань).

5. Ряд неадекватных биомеханических факторов функционирования зуба вызывают превышение предела его прочности (особенно при наклонной нагрузке): девитализирование зуба (эмаль; дентин верхней трети корня и под штифтовыми опорами), окклюзионный супраконтат и стирание эмали (эмаль), обширная полость (особенно пришеечная) (эмаль).

6. Своевременное лечение среднего или поверхностного кариеса в связи с невысокой вероятностью фактуры и удаления зуба увеличивает первоначальные затраты пациента в 5-летней перспективе в 1,5 раза, наличие композитной реставрации более половины окклюзионной поверхности – в 2,0 раза, тогда как длительное отсутствие замещения полости в зубе – в 5,6 раз. Девитализирование зуба приводит к увеличению затрат в 2,6 раз, последующие штифтовые конструкции в 1,8; 2,9 и 1,3 раз (соответственно стекловолоконный, металлический штифт и штифтовая вкладка). Использование зуба в качестве опоры коронки, мостовидного протеза, кламмера съемного протеза характеризуется увеличением первоначальных затрат в 5-летней перспективе в 1,3; 5,7 и 1,4 раз.

7. Биомеханические факторы риска фактур зубов по сравнению с первоначальными и последующими за 5 лет затратами при своевременном лечении среднего кариеса приводят к их увеличению: в 4,1 раз – полость в зубе более 50% окклюзионной поверхности, в 2,2 раз – композитная реставрация, в 8,8 раз – девитализирование зуба, от 9 до 13,2 раз – штифтовые конструкции и мостовидный протез.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При планировании и прогнозировании результатов лечения кариеса и его осложнений рекомендуется учитывать представленную пятилетнюю кратность трещин и переломов зубов.
2. При оценке эффективности замещения дефектов зуба рекомендуется учитывать предельные напряжения в твердых тканях зуба при повышенном стирании эмали, окклюзионный супраконттакт, в девитализированном зубе, а также при наличии незамещенного дефекта более 50% окклюзионной поверхности или в пришеечной области.
3. Для мотивации пациента к своевременному лечению кариеса рекомендуется использовать представленные расчеты по степени увеличения затрат при лечении и восстановлении зуба в условиях развития осложнений кариеса.
4. Для профилактики появления биомеханических факторов риска трещин и переломов зубов необходимы мотивационные и организационные (диспансерные) меры, способствующие своевременной диагностике и лечению кариеса.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абдулаев, Б. А. Особенности течения и комплексного лечения эндопародонтальных осложнений опорных зубов в зависимости от протяженности окклюзионных дефектов : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Абдулаев Бехруз Абдулаевич ; ГОУ Институт последипломного образования в сфере здравоохранения Республики Таджикистан. – Душанбе, 2023. – 22 с.
2. Адгезионная прочность композитных реставраций пришеечной области / С. Н. Разумова, А. С. Браго, О. Р. Руда [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2025. – Т. 29, № 1. – С. 13-20. – DOI 10.17816/dent639931.
3. Аджиева, Э. К. Оптимизация диагностики вертикальных трещин корней зубов : специальность 14.01.14 "Стоматология" : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Аджиева Эльмира Камильевна ; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет). – Москва, 2018. – 115 с.
4. Александров, М. Т. Оценка минерализации твёрдых тканей зуба методом раман-флуоресцентных медицинских технологий при воздействии различных физических и химических факторов у пациентов в норме и при кариозных и некариозных поражениях / М. Т. Александров, М. Н. Подойникова, Д. Г. Еганян // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27, № 6. – С. 521-531. – DOI 10.17816/dent508778.
5. Алексеева, Н.А. Влияние ортопедического лечения на функциональное состояние пародонта у больных с травматической окклюзией: специальность 14.01.14 "Стоматология": автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Алексеева Наталья Александровна; Тверской государственный медицинский университет. – Тверь, 2018. – 22 с.

6. Анализ морфофункциональных параметров рельефа нижних моляров человека методом 3D сканирования / Е. В. Хорольский, Л. М. Ломиашвили, Д. В. Погадаев [и др.] // Институт стоматологии. – 2023. – № 4(101). – С. 119-121. – EDN GTRTFO.

7. Анализ предельных напряжений в эмали и дентине девитализированного зуба / Э. А. Олесова, С. Д. Арутюнов, Е. А. Некрасова, С. П. Ярилкина // Ильинские чтения 2025 : сборник материалов международного научно-практического форума молодых учёных и специалистов, Москва, 03–04 февраля 2025 года. – Москва: Государственный научный центр Российской Федерации - Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна, 2025. – С. 383-385.

8. Андреева, С. Н. Организационно-правовые аспекты оказания платных стоматологических услуг с учетом анализа судебной практики / С. Н. Андреева, И. В. Золотницкий, Р. Ш. Гветадзе // Российская стоматология. – 2024. – Т. 17, № 2. – С. 31-34. – DOI 10.17116/rosstomat20241702131.

9. Балахничев, Д. Н. Оптимизация диагностики и ортопедического лечения пациентов с повышенной стираемостью зубов : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Балахничев Дмитрий Николаевич ; ФГБОУ ВО "Волгоградский государственный медицинский университет" Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Волгоград 2019. – 25 с.

10. Берсанов, Р. У. Функциональная и экономическая эффективность современных методов ортопедической реабилитации больных с частичной и полной адентией : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Берсанов Руслан Увайсович ; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет). – Москва, 2016. – 22 с.

11. Берсанова, М. Р. Биомеханические факторы деформаций и поломок дентальных имплантатов: специальность 3.1.7. «Стоматология»: автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Берсанова

Макка Руслановна ; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет). – Москва 2025. – 23 с.

12. Биомеханические основы профилактики трещин и переломов зубов / Э. А. Олесова, С. Д. Арутюнов, Е. А. Некрасова [и др.]. – Москва : Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2024. – 36 с. – ISBN 978-5-93064-306-0.

13. Биомеханические факторы риска при опоре мостовидного протеза на зубы и имплантаты / Э. А. Олесова, Р. С. Заславский, С. И. Абакаров, М. Б. Агами // Стоматология славянских государств : Сборник трудов XVI Международной научно-практической конференции, приуроченной к 75-летию Заслуженного врача Российской Федерации, доктора медицинских наук, профессора А.В. Цимбалистова, Белгород, 08–10 ноября 2023 года. – Белгород: ИД "БелГУ" НИУ "БелГУ", 2023. – С. 276-277.

14. 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.

15. Биомеханическое моделирование зубоальвеолярного сегмента при нагрузках разного направления / Р. С. Заславский, И. В. Кобзев, Э. А. Олесова, Р. Д. Каирбеков // Актуальные вопросы стоматологии : Сборник научных трудов, посвященный основателю кафедры ортопедической стоматологии КГМУ, Профессору Исаак Михайловичу Оксману, Казань, 18 февраля 2023 года. – Казань: Казанский государственный медицинский университет, 2023. – С. 293-296.

16. Богатырева, Р. М. Разработка нового диагностического комплекса для оценки функционального состояния жевательного аппарата у пациентов с хроническим пародонтитом: специальность 14.01.14 "Стоматология": автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Богатырева Юлия Алексеевна ; ФГБОУ ВО "Московский государственный медико-

стоматологический университет имени А.И. Евдокимова" Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Москва 2019. – 25 с.

17. Бронштейн, Д. А. Несъемное протезирование при полном отсутствии зубов с использованием внутрикостных имплантатов в фронтальном отделе челюстей (клинические, биомеханические и экономические аспекты) : специальность 14.01.14 "Стоматология": автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Бронштейн Дмитрий Александрович ; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет). – Москва, 2018. – 46с.

18. Брутян, Л. А. Совершенствование методов диагностики и ортопедического лечения пациентов с генерализованным декомпенсированным повышенным стиранием зубов : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Брутян Лилит Аваговна ; ФГБОУ ВО "Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова" Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Москва, 2019. – 25с.

19. Булычева, Е. А. Современные подходы к устранению последствий повышенной стираемости зубов / Е. А. Булычева, Д. С. Булычева // Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26, № 4. – С. 51-63. – DOI 10.37988/1811-153X_2023_4_51.

20. Вайц, Т. В. Клинико-лабораторный мониторинг окклюзионной поверхности зубов при оперативно-восстановительном лечении с использованием компьютерных технологий у лиц молодого возраста : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Вайц Татьяна Владимировна ; ФГАОУ ВО "Российский университет дружбы народов" – Пермь, 2021. – 30с.

21. Венедиктова, В. А. Особенности анатомо-топографического строения и эндодонтического лечения корневых каналов зубов у пациентов разных возрастных групп : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации

на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Венедиктова Валентина Александровна ; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет). – Москва, 2023. – 25 с.

22. Вероятность переломов и трещин зубов в зависимости от степени их разрушения и вида реставрации / Э. А. Олесова, Е. А. Некрасова, Е. В. Глазкова [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2025. – Т. 29, № 3. – С. 219-223. – DOI 10.17816/dent679686.

23. Влияние биомеханических условий на экономические затраты в динамике использования реставрационных конструкций / Э. А. Олесова, С. Д. Арутюнов, Р. С. Заславский [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2024. – № 4(66). – С. 46-53.

24. 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.

25. Влияние плотности кортикальной и губчатой костной ткани на её напряженно-деформированное состояние при нагрузке дентальных имплантатов / А. С. Иванов, В. Н. Олесова, М. Н. Перельмутер [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 1-2(51-52). – С. 4-9.

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

27. Восстановление твердых тканей зубов с использованием цифровых технологий / А. Н. Азизов, С. И. Буланов, М. В. Софронов [и др.] // Российская стоматология. – 2022. – Т. 15, № 4. – С. 3-6. – DOI 10.17116/rosstomat2022150413.

28. Габдрафиков, Р. Р. Усовершенствование диагностики и ортопедического лечения пациентов с декомпенсированной формой генерализованный патологической стираемости зубов : специальность 14.01.14 "Стоматология" :

автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Габдрафиков Рустем Равилевич ; Самарский государственный медицинский университет – Самара, 2021. – 24 с.

29. Гасанова, З. Т. Сравнительная оценка эффективности реконструктивного лечения у больных с хроническим пародонтитом в области зубов после их эндодонтического лечения : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Гасанова Зарина Таймуразовна ; ФГБОУ ВО "Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова" Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Москва, 2023. – 25с.

30. Гималетдинова, А. М. Клинико-экспериментальное обоснование лечения дефектов твердых тканей зубов при повышенном стирании : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Гималетдинова Альбина Махмутовна ; Башкирский государственный медицинский университет. – Уфа, 2020. – 24 с.

31. Гридина, В. О. Повышение эффективности профилактики, диагностики и лечения повышенной стираемости твердых тканей зубов у пациентов с гипертонусом жевательных мышц (экспериментально-клиническое исследование): специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Гридина Виолетта Олеговна ; Пермский государственный медицинский университет имени академика Е.А. Вагнера. – Пермь, 2021. – 23 с.

32. Гришкова, Н. О. Экспериментально-клиническое и экономическое сравнение технологий изготовления искусственных зубных коронок : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Гришкова Надежда Олеговна ; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет). – Москва, 2017. – 22 с.

33. Гущин, А. А. Совершенствование техники пломбирования композитными материалами при лечении кариеса (клинико-лабораторное исследование) : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Гущин Александр Александрович ; Кубанский государственный медицинский университет. – Краснодар, 2022. – 23 с.

34. Дарсигова, З. Т. Лабораторно-экспериментальное изучение структуры кристаллической решетки твердых тканей при эрозии зубов : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Дарсигова Залина Темерлановна ; ФГБОУ ВО "Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова" Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Москва, 2019.– 25 с.

35. Диагностика вертикальных трещин корней зубов с помощью конусно-лучевой компьютерной томографии / И. М. Макеева, С. Ф. Бякова, Э. К. Аджиева [и др.] // Стоматология. – 2016. – Т. 95, № 6. – С. 9-11. – DOI 10.17116/stomat20169569-11.

36. Дибиров, Т. М. Комплексная реабилитация больных с дефектами средней зоны лица с использованием цифровых медицинских технологий : специальность 3.1.2. "Челюстно-лицевая хирургия" (медицинские науки) 3.1.7. "Стоматология" (медицинские науки) : автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Дибиров Тимур Магомедбегович ; Российский университет медицины. – Москва, 2025.– 49 с.

37. Динамика затрат при восстановлении зуба в зависимости от степени его разрушения, вероятности фрактуры и показаний к дентальной имплантации / Э. А. Олесова, Я. А. Егорова, А. Е. Олесов [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2025. – № 2(68). – С. 65-71.

38. Егина, Д. В. Механические свойства эмали и дентина зуба после травления лимонной кислотой с различной концентрацией с помощью наноиндентирования / Д. В. Егина, С. Ю. Максюков, И. Б. Нектаревская //

Стоматология для всех. – 2023. – № 2(103). – С. 12-15. – DOI 10.35556/idr-2023-2(103)12-15.

39. Енина, Ю. И. Клинико-экспериментальное обоснование применения гибридной керамики в цервикальной области зубов : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Енина Юлианна Ивановна ; ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет). – Москва, 2020. – 24с.

40. Ерганова, О. И. Совершенствование методов комплексной диагностики состояния твердых тканей и пульпы зубов у лиц пожилого возраста: специальность 14.01.14 "Стоматология": автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Ерганова Ольга Ивановна ; ФГБОУ ВО "Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова" Министерства здравоохранения Российской Федерации – Москва, 2020. – 25с.

41. Ефимович, О. И. Клинико-функциональное обоснование комплексного лечения пациентов с генерализованным пародонтитом, осложненным окклюзионной травмой : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Ефимович Ольга Ивановна ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2020. – 48с.

42. Жаров, А. В. Клинико-функциональное и биомеханическое обоснование восстановления керамическими вкладками боковых зубов при множественном кариесе : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Жаров Александр Валерьевич ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2018. – 24с.

43. Загорский, В. В. Морфофункциональные характеристики твёрдых тканей зубов (морфологическое и биомеханическое исследование) : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Загорский Владислав Валерьевич ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2017. – 22 с.

44. Зайцев, Д. В. Природа прочности дентина и эмали зубов человека / Д. В. Зайцев, С. С. Григорьев, П. Е. Панфилов – Новосибирск : Сибирское отделение РАН, 2017. – 172 с. – Текст : непосредственный

45. Зайцев, Д. В. Физические механизмы деформации и разрушения в материалах с развитой иерархической структурой. Дентин и эмаль зубов : специальность 01.04.07 "Физика конденсированного состояния" : автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора физико-математических наук / Зайцев Дмитрий Викторович ; ФГАОУ ВО "Национальный исследовательский технологический университет "МИСиС" – Екатеринбург, 2015. – 22 с.

46. 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.

47. Заславский, Р. С. Биомеханические факторы риска несъёмного протезирования на дентальных имплантатах : специальность 3.1.7. "Стоматология" : диссертация на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Заславский Роман Семенович ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2025. – 257 с.

48. Заславский, Р. С. Совокупные затраты в период эксплуатации протезов на имплантатах в зависимости от исходных биомеханических факторов / Р. С. Заславский, С. И. Абакаров, А. Е. Олесов // Актуальные вопросы профилактики и лечения заболеваний полости рта : Сборник статей научно-практической

конференции стоматологов ФМБА России, Москва, 18–19 апреля 2024 года. – Москва: Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна, 2024. – С. 74-78.

49. 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. – DOI 10.17116/stomat202410303126.

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

51. 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.

52. Ияшвили, Л. В. Совершенствование метода восстановления твердых тканей зуба : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Ияшвили Лела Валериановна ; ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр стоматологии и челюстно-лицевой хирургии" Министерства Здравоохранения Российской Федерации – Москва, 2021. – 26с.

53. Каганова, О. С. Медико-экономическая эффективность профилактики и лечения зубочелюстных аномалий у детей в период раннего сменного прикуса : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Каганова Олеся Сергеевна ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2019. – 23с

54. Кастеллучи, А. Эндодонтия. Том 3 / А. Кастеллучи ; – Москва : Дентал-Азбука, с. 1157-1607. – цв. ил.; ISBN 978-5-6046531-5-9. – Текст : непосредственный

55. Киракосян, Л. Г. Сравнительный клинико-микробиологический и механико-математический анализ эффективности напечатанных полимерных протезов-прототипов : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Киракосян Левон Гамлетович ; Российский университет медицины. – Москва, 2023. – 24 с.

56. Кирсанова, В. В. Микрозор 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. – DOI 10.37988/1811-153X_2023_4_92.

57. Клинико-экономическая эффективность 2D-программ планирования дизайна улыбки / Н. Н. Золотарев, С. В. Апресян, А. Г. Степанов, М. Н. Забаева // Российский стоматологический журнал. – 2022. – Т. 26, № 6. – С. 461-468. – DOI 10.17816/dent114740.

58. Клинико-экономическая эффективность применения различных материалов для герметизации фиссур временных моляров у детей / А. А. Шхагошева, Е. Е. Маслак, Т. Г. Хмызова, Д. И. Фурсик // Dental Forum. – 2022. – № 4(87). – С. 102.

59. Клинико-экономическая эффективность хирургического лечения пациента с хроническим апикальным периодонтитом / В. Н. Горбунов, Л. А. Григорьянц, И. А. Гор [и др.] // Клиническая стоматология. – 2024. – Т. 27, № 2. – С. 100-105. – DOI 10.37988/1811-153X_2024_2_100.

60. Клинические рекомендации. «Кариес зубов» (K02.0) Утверждены Постановлением № 1 Совета Ассоциации общественных объединений «Стоматологическая Ассоциация России» от 20 декабря 2024 года [электронный

ресурс]. URL: https://e-stomatology.ru/director/protokols/clin_rec_jan2025/003.docx (дата обращения: 24.07.2025)

61. Клинические рекомендации. «Периодонтит зубов у взрослых пациентов» (К04.4-04.9) Утверждены Постановлением № 1 Совета Ассоциации общественных объединений «Стоматологическая Ассоциация России» от 20 декабря 2024 года [электронный ресурс]. URL: https://e-stomatology.ru/director/protokols/clin_rec_jan2025/006.docx (дата обращения: 24.07.2025)

62. Клинические рекомендации. «Пульпит у взрослых пациентов» (К04.0) Утверждены Постановлением № 1 Совета Ассоциации общественных объединений «Стоматологическая Ассоциация России» от 20 декабря 2024 года [электронный ресурс]. URL: https://e-stomatology.ru/director/protokols/clin_rec_jan2025/007.docx (дата обращения: 24.07.2025)

63. Комплексный подход к диагностике вертикальных трещин корня зуба: планирование лечения и оценка эффективности результата / С. И. Гажва, В. А. Кучер, А. Г. Манукян [и др.] // Прикладные информационные аспекты медицины. – 2025. – Т. 28, № 4. – С. 4-12. – DOI 10.18499/2070-9277-2025-28-4-4-12.

64. 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. – DOI 10.37988/1811-153X_2023_1_106.

65. Короно-радикулярные переломы зубов: возможности консервативного лечения и перспективы / В. И. Семенников, Н. В. Семенникова, И. Ю. Гатальская [и др.] // Институт стоматологии. – 2022. – № 2(95). – С. 38-39.

66. Коршунов, А. С. Характеристика эмали зубов человека в различные возрастные периоды методом атомно-силовой микроскопии при дисплазии соединительной ткани : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / А. С.

Коршунов ; Национальный медицинский исследовательский центр стоматологии и челюстно-лицевой хирургии – Москва, 2020. – 27 с.

67. Кулаков, А. А. Сравнительный анализ выплат компенсаций морального вреда по делам, связанным с некачественно оказанной стоматологической помощью (2013-2022 гг.) / А. А. Кулаков, С. Н. Андреева // Стоматология. – 2022. – Т. 101, № 6. – С. 62-68. – DOI 10.17116/stomat202210106162.

68. Ле, Т. Ч. Клиническое обоснование изменения окклюзионных взаимоотношений, связанных с функциональными состояниями зубочелюстной системы : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Ле Тху Чанг ; Башкирский государственный медицинский университет. – Уфа. – 2022. – 24с.

69. Левицкая, А. Д. Повышение эффективности лечения очаговой деминерализации эмали на основе комбинированного применения инновационных лечебно-профилактических технологий (экспериментально-клиническое исследование): специальность 14.01.14 "Стоматология": автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Левицкая Анна Дмитриевна ; ФГБОУ ВО «Пермский государственный медицинский университет имени академика Е.А. Вагнера» Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Пермь, 2020. – 23с.

70. Легких, А. В. Морфофункциональные особенности эмали и принципы превентивной терапии пациентов с ранними проявлениями повышенной стираемости зубов : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Легких Александр Владимирович ; ФГБОУ ВО "Уральский государственный медицинский университет" Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Екатеринбург, 2018. – 37 с.

71. Лосев, Ф. Ф. Экономическая целесообразность оказания платных медицинских услуг стоматологическим отделением государственной медицинской

организации / Ф. Ф. Лосев, Л. А. Маркина, В. Д. Вагнер // Медицинский алфавит. – 2023. – № 12. – С. 36-39. – DOI 10.33667/2078-5631-2023-12-36-39.

72. Макеева, И. М. Вертикальная трещина корня зуба. Этиология, клинические симптомы, диагностика / И. М. Макеева, С. Ф. Бякова, Э. К. Аджиева // Международный научно-исследовательский журнал. – 2016. – № 12-5(54). – С. 104-107. – DOI 10.18454/IRJ.2016.54.055.

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

74. Манатина, В. И. Сравнительный анализ напряженно-деформированных состояний структур депульпированного зуба и ортопедических конструкций при устранении дефектов коронковой части / В. И. Манатина // Стоматологический журнал. – 2019. – Т. 20, № 1. – С. 47-53.

75. Маркина, Л. А. Платные медицинские стоматологические услуги населению Российской Федерации (обзор литературы) / Л. А. Маркина // Институт стоматологии. – 2022. – № 3(96). – С. 86-87.

76. 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. – EDN RPCPZW.

77. Матросов, В. В. Усовершенствование ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием коронковой части зуба : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Матросов Владислав Валерьевич ; Самарский государственный медицинский университет. – Самара, 2021. – 24 с.

78. Метод армирования зубов при разрушении коронковой части зуба / Ю. Б. Воробьева, В. А. Железняк, М. Н. Щенникова, Т. С. Поплаухин // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27, № 4. – С. 271-279. – DOI 10.17816/dent296333.

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

80. Методы, применяемые для восстановления разрушенной клинической коронки зуба / Д. А. Трунин, А. М. Нестеров, М. И. Садыков [и др.] // Российская стоматология. – 2024. – Т. 17, № 1. – С. 18-22. – DOI 10.17116/rosstomat20241701118.

81. Михайловский, С. Г. Повышение качества эстетико-функциональной реставрации зубов боковой группы на основе модульных технологий : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Михайловский Сергей Геннадьевич ; Пермский государственный медицинский университет им. ак. Е.А. Вагнера. – Пермь, 2019.– 24с.

82. Мишнев, М. Л. Клиническое обоснование подготовки к протезированию и планирования имплантационного протеза у пожилых : специальность 3.1.7 "Стоматология": автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Мишнёв Максим Леонидович ; ФГБОУ ВО "Тверской государственный медицинский университет" Министерства Здравоохранения Российской Федерации – Тверь, 2023. – 22с.

83. 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. – Текст : непосредственный.

84. 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. – Текст : непосредственный.

85. Напряженно-деформированное состояние в кости и интерфейсе "имплантат - кость" / Г. Т. Салеева, П. О. Гришин, Р. А. Салеев, Е. А. Калининкова // Проблемы стоматологии. – 2022. – Т. 18, № 4. – С. 80-89. – DOI 10.18481/2077-7566-2022-18-4-80-89.

86. 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. – DOI 10.37988/1811-153X_2023_1_147.

87. Нестеров, А. М. Математическая оценка напряженно-деформированного состояния системы «Предложенное и классическое устройства для восстановления разрушенной коронки зуба - корень зуба» / А. М. Нестеров, М. И. Садыков, М. Р. Сагиров // Актуальные вопросы науки и современного общества : Монография / Под общей редакцией Г.Ю. Гуляева. – Пенза : Наука и Просвещение (ИП Гуляев Г.Ю.), 2022. – С. 121-133. – Текст : непосредственный.

88. Олесов, Е. Е. Экспериментально-клиническое и экономическое обоснование профилактики стоматологических заболеваний у молодых работников градообразующих предприятий с опасными условиями труда : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Олесов Егор Евгеньевич ; Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства России – Москва, 2014. – 22 с.

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

90. Олесова, Э. А. Влияние локализации кариозной полости на напряженно-деформированное состояние зуба / Э. А. Олесова, Е. А. Некрасова, Е. Е. Олесов // Медицинский алфавит. – 2025. – № 10. – С. 70-73. – DOI 10.33667/2078-5631-2025-10-70-73.

91. Олесова, Э. А. Влияние локализации полости в зубе на его напряженно-деформированное состояние / Э. А. Олесова, Е. А. Некрасова // VI Международная конференция молодых ученых-стоматологов : Сборник тезисов, Москва, 30 апреля 2025 года. – Москва: Общество с ограниченной ответственностью "Медицинское Маркетинговое Агентство", 2025. – С. 30-31.

92. Олесова, Э. А. Влияние пришеечной полости на напряженно-деформированное состояние зуба / Э. А. Олесова, Е. В. Глазкова, М. С. Гришков // 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. 518-523.

93. Олесова, Э. А. Негативное влияние пришеечной полости зуба на его прочностные параметры / Э. А. Олесова, С. П. Ярилкина, Ю. А. Повстанко // Актуальные вопросы профилактики и лечения заболеваний полости рта : Сборник статей научно-практической конференции стоматологов ФМБА России, Москва, 26–27 сентября 2025 года. – Москва: Федеральное государственное бюджетное учреждение здравоохранения Клинический центр стоматологии Федерального медико-биологического агентства, 2025. – С. 139-144.

94. Олесова, Э. А. Старение дентина вследствие девитализации как этиологический фактор перелома зуба (математическое моделирование) / Э. А. Олесова, Е. Н. Некрасова, С. Д. Арутюнов // Здоровое долголетие и персонализированная медицина : сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, Казань, 17 мая 2025 года. – Казань: Общество с ограниченной ответственностью Практика, 2025. – С. 77-78.

95. Олесова, Э. А. Степень вовлечённости тканей зуба и пародонта в распределение функциональных напряжений / Э. А. Олесова, М. Б. Агами, С. С. Колонов // 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. 331-335.

96. Ортопедическая стоматология : Национальное руководство в 2 т. / А. В. Акулович, Е. Н. Анисимова, Н. Ю. Анисимова [и др.]. – 2-е изд., перераб. и доп.. – Москва : Общество с ограниченной ответственностью Издательская группа "ГЭОТАР-Медиа", 2022. – 416 с. – (Национальные руководства ; 2). – ISBN 978-5-9704-6367-3. – DOI 10.33029/9704-6367-3-OD2-2022-1-416. – Текст : непосредственный

97. 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 [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2023. – № 2(60). – С. 10-17.

98. Отраслевой стандарт «Клинико-экономические исследования. Общие положения» (ОСТ 91500.14.0001-2002) [электронный ресурс]. URL: <https://docs.cntd.ru/document/1200123394> (дата обращения: 24.07.2025)

99. Оценка девитализации зуба как фактора риска функциональной перегрузки эмали и дентина с помощью математического моделирования / Э. А. Олесова, С. Д. Арутюнов, Е. А. Некрасова [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2025. – Т. 29, № 2. – С. 120-126. – DOI 10.17816/dent653465.

100. Оценка напряжённно-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. – DOI 10.17816/dent430322.

101. Оценка прочностных характеристик образцов многослойной зубопротезной керамики на основе диоксида циркония неразрушающим методом / Е. А. Ненашева, Е. С. Мороков, Д. О. Быков [и др.] // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2023. – № 83. – С. 40-43.

102. Пархамович, С. Н. Особенности выбора вида дентальных штифтов и штифтовых конструкций зубных протезов для реставрации эндодонтически леченных зубов / С. Н. Пархамович, Е. А. Тюкова // Современная стоматология. – 2022. – № 2(87). – С. 8-15.

103. Патрушев, А. С. Оценка эффективности ортопедического лечения с помощью конвективной жевательной пробы : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Патрушев Антон Сергеевич ; ФГБОУ ВО Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского. – Саратов, 2023. – 26 с.

104. Петри, А. Наглядная медицинская статистика / А. Петри, К. Сэбин. – 4-е издание, переработанное и дополненное. – Москва : Общество с ограниченной ответственностью Издательская группа "ГЭОТАР-Медиа", 2015. – 216 с. – ISBN 978-5-9704-5904-1 – Текст : непосредственный.

105. Петрова, А. П. Влияние клиновидного дефекта на механические характеристики зуба и эффективность пломбирования / А. П. Петрова, Л. Г. Белоусова, А. Г. Прошин // Dental Forum. – 2023. – № 4(91). – С. 63-64.

106. Пломбирование корневых каналов с поперечным сечением овальной формы стекловолоконными штифтами / Н. Р. Н. Оливейра Таваре, Л. Н. Таварес, Ж. Родригес Да Силва, М. А. В. Карвалью Де Оливейра // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2022. – № 80. – С. 6-9.

107. 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.

108. 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.

109. 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. – DOI 10.35556/idr-2022-3(100)20-26.

110. Пустохина, И. Г Клинико-экспериментальное обоснование применения постэндодонтических не прямых реставраций жевательной группы зубов из керамики : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Пустохина Инна Геннадьевна ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2021. – 24с.

111. Разработка и оценка физико-механических свойств конструкционного материала, применяемого в технологии производства эпитезов лица методом объемной печати / С. В. Апресян, А. Г. Степанов, В. К. Суонио [и др.] // Стоматология. – 2023. – Т. 102, № 3. – С. 23-27. – DOI 10.17116/stomat202310203123.

112. Распространенность применения стекловолоконных штифтов и культевых штифтовых вкладок врачами-стоматологами / Н. А. Соколов, А. Р. Варблас, Н. А. Огрина [и др.] // Институт стоматологии. – 2023. – № 4(101). – С. 48-49.

113. Реальная и потенциальная ятрогения при реставрации окклюзионной поверхности боковых зубов / Н. Н. Аболмасов, К. А. Прыгунов, И. А. Адаева [и др.]

// Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26, № 2. – С. 58-65. – DOI 10.37988/1811-153X_2023_2_58.

114. Регистрация перегрузки костной ткани в условиях математического 3-d моделирования зубочелюстного сегмента / Р. С. Заславский, Э. А. Олесова, И. В. Кобзев, П. В. Кащенко // Сборник статей V Научно-практической конференции «Научный авангард» и Межвузовской олимпиады ординаторов и аспирантов : Сборник статей V Научно-практической конференции и Межвузовской олимпиады ординаторов и аспирантов, Москва, 18–19 мая 2023 года. – Москва: Государственный научный центр Российской Федерации - Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна, 2023. – С. 54-57.

115. Роль толщины стенок корня в распределении напряжений в дентине после эндодонтического лечения / Е. А. Некрасова, Э. А. Олесова, Е. В. Глазкова, Е. Е. Олесов // Российский стоматологический журнал. – 2025. – Т. 29, № 4. – С. 340-344. – DOI 10.17816/dent681671.

116. Сайпеев, К. А. Выбор метода микропротезирования пациентов с повышенной стираемостью зубов: специальность 14.01.14 "Стоматология": автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Сайпеев Кирилл Алексеевич; ФГБОУ ВО "Уральский государственный медицинский университет" Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Екатеринбург, 2018. – 28 с.

117. Салеев, Р. А. Влияние длительности случаев временной нетрудоспособности при стоматологических заболеваниях на экономически активное население региона (на примере Республики Татарстан) / Р. А. Салеев, А. Б. Абдрашитова, Р. М. Сафина // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27, № 5. – С. 403-411. – DOI 10.17816/dent387425.

118. 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.

119. Сахабиева, Д. А. Применение зубных коронок из диоксида циркония с использованием технологии их скоростного обжига : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Сахабиева Джамиля Айдаровна ; ФГАОУ ВО "Российский университет дружбы народов" – Москва, 2022. – 24 с.

120. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2024625053 Российская Федерация. Максимальные напряжения в зубе и альвеолярной лунке при неадекватных биомеханических факторах нагрузки : № 2024624848 : заявл. 30.10.2024 : опубл. 11.11.2024 / Э. А. Олесова, С. Д. Арутюнов, Е. А. Некрасова, Е. Е. Олесов.

121. Сенсорная функция периодонта (современные аспекты) / Г. В. Саносян, М. В. Быкова, И. Ю. Лебеденко, Д. О. Быков // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2022. – № 82. – С. 16-22.

122. 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.

123. Современные данные об эффективности лечебно-профилактических мероприятий при возникновении повышенной стираемости твердых тканей зубов и её осложнений у молодых людей, занимающихся атлетической гимнастикой / В. О. Бучнева, Е. А. Дементьева, О. В. Орешака, М. В. Шведа // Институт стоматологии. – 2022. – № 1(94). – С. 82-83.

124. Современные методы постэндодонтического лечения зубов / Н. И. Крихели, Е. В. Пустовойт, М. С. Ноздрина [и др.] // Медицинский алфавит. – 2023. – № 30. – С. 74-79. – DOI 10.33667/2078-5631-2023-30-74-79.

125. Сравнительная оценка уровня функциональных нагрузений, развивающихся в эмали зубов при использовании различных типов спортивных зубных шин / В. А. Лохов, Н. Б. Асташина, Е. С. Сергеева [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21, № 2. – С. 211-217.

126. Степанов, А. Г. Инновационная концепция зубосохраняющих медицинских технологий : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Степанов Александр Геннадьевич ; Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова. – Москва, 2018. – 49с.

127. Терапевтическая стоматология : национальное руководство / под ред. Л. А. Дмитриевой, Ю. М. Максимовского. - 2-е изд., перераб. и доп. - Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2021. – 888 с. – ISBN 978-5-9704-6097-9. – Текст : непосредственный.

128. Тихонов, А. И. Клинико-биомеханический анализ эффективности керамических штифтовых вкладок при восстановлении разрушенной коронки зуба : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Тихонов Андрей Игоревич ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2017. – 22 с.

129. Трехмерный математический анализ максимальных напряжений зубоальвеолярного сегмента при вертикальной и наклонной нагрузках / Р. С. Заславский, И. В. Кобзев, Е. Е. Олесов [и др.] // Стоматология для всех. – 2022. – № 3(100). – С. 8-13. – DOI 10.35556/idr-2022-3(100)8-13.

130. Узунян, Н. А. Обоснование применения новых отечественных сверхупругих сплавов титана в дентальной имплантологии (экспериментально-клиническое исследование) : специальность 14.01.14 "Стоматология": автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Узунян Наринэ Адольфовна ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2019. – 43с.

131. Урусов, Е. К. Изучение топографии и величины окклюзионных контактов с применением различных аппаратных методов / Е. К. Урусов, Д. О.

Быков // Стоматология для всех. – 2023. – № 3(104). – С. 16-20. – DOI 10.35556/idr-2023-3(104)16-20.

132. Факторы риска появления трещин и переломов зубов (по данным анкетирования врачей-стоматологов) / Э. А. Олесова, А. А. Ильин, С. Д. Арутюнов [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2024. – Т. 28, № 6. – С. 562-568. – DOI 10.17816/dent634360.

133. Филиппова, З. А. Клинико-лабораторная оценка влияния гигиенических средств на состояние тканей пародонта и твердых тканей зуба при лечении кариеса непрямым методом : специальность 3.1.7 "Стоматология": автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Филиппова Зоя Александровна ; ФГБОУ ВО «Воронежский государственный медицинский университет имени Н.Н. Бурденко» Министерства здравоохранения Российской Федерации – Воронеж, 2023. – 24 с.

134. Финансовые затраты и экономическая эффективность устранения дефектов зубов с учетом факторов риска и вероятности переломов зубов / Э.А. Олесова., Ю.Д. Удалов, Е.А. Некрасова, С.Д. Арутюнов– Москва : Медико-биологический университет инноваций и непрерывного образования ГНЦ РФ – Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2026. – 30 с.

135. Хабадзе, З. С. Современная парадигма в диагностике и лечении кариеса зубов и его осложнений : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Хабадзе Зураб Суликоевич ; ФГАОУ ВО "Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы" – Москва, 2023. – 43с.

136. Характеристика напряженно-деформированного состояния зубочелюстного сегмента / Э. А. Олесова, А. А. Попов, А. Г. Зверьев, М. С. Гришков // Актуальные вопросы профилактики и лечения заболеваний полости рта : Сборник статей научно-практической конференции стоматологов ФМБА России, Москва, 18–19 апреля 2024 года. – Москва: Государственный научный центр

Российской Федерации - Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна, 2024. – С. 122-126.

137. Харах, Я. Н. Совершенствование стоматологического ортопедического лечения пациентов с дефектами зубных рядов малой протяженности с использованием цифровых технологий : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Харах Ясер Насерович ; Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова – Москва, 2021. – 24 с.

138. Цифровой метод индексной оценки окклюзионных контактов боковых зубов / К. А. Прыгунов, Н. Н. Аболмасов, И. А. Адаева [и др.] // Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26, № 1. – С. 132-137. – DOI 10.37988/1811-153X_2023_1_132.

139. Цифровые методы диагностики функциональных нарушений зубочелюстного аппарата / С. Д. Арутюнов, М. М. Антоник, И. Ю. Лебедеко, Я. Н. Харах. – Москва : Практическая медицина, 2024. – 128 с. – EDN CRYLKI.

140. Цифровые технологии как инструмент диагностики и профилактики первичной травматической окклюзии / Н. В. Анисов, Н. Н. Аболмасов, И. А. Адаева [и др.] // Клиническая стоматология. – 2024. – Т. 27, № 2. – С. 52-58. – DOI 10.37988/1811-153X_2024_2_52.

141. Шаймиева, Н. И. Медико-экономическое обоснование региональных социально-ориентированных программ стоматологической помощи : специальность 14.01.14 "Стоматология" : диссертация на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Шаймиева Наиля Ильгизовна ; ФГАОУ ВО "Казанский (приволжский) федеральный университет" – Москва, 2021. – 298 с.

142. Шарипов, Х. С. Совершенствование качества внутриканального и проекционно-периапикального лечения эндодонтических осложнений зубов, используемых в качестве опоры ортопедической конструкции : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата

медицинских наук / Шарипов Хуршед Саиджонович ; ГОУ Институт последипломного образования в сфере здравоохранения Республики Таджикистан. – Душанбе, 2023. – 26 с.

143. Шумаков, Ф. Г. Экспериментально-клиническое сравнение керамических и титановых дентальных имплантатов : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Шумаков Филипп Геннадиевич ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2018. – 24с.

144. Экономическая эффективность использования трехмерной печати в технологии изготовления несъемных протезов-прототипов / О. О. Янушевич, Л. Г. Киракосян, Е. В. Соколов [и др.] // Экономика и управление: проблемы, решения. – 2022. – Т. 1, № 8(128). – С. 111-132. – DOI 10.36871/ek.ur.p.r.2022.08.01.014.

145. Экономическая эффективность цифровой трансформации технологии несъемного протезирования в управлении стоматологическими услугами / О. О. Янушевич, С. Д. Арутюнов, И. В. Золотницкий [и др.] // Российская стоматология. – 2022. – Т. 15, № 2. – С. 3-13. – DOI 10.17116/rosstomat2022150213.

146. 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.

147. Экспериментальный расчет напряженно-деформированных состояний трехэлементного мостовидного протеза / С. С. Комлев, С. А. Пугачев, И. В. Бажутова [и др.] // Российская стоматология. – 2023. – Т. 16, № 2. – С. 35-40. – DOI 10.17116/rosstomat20231602135.

148. Эртувханов, М. З. Совершенствование подходов к моделированию культевых штифтовых вкладок в многокорневых зубах с использованием метода

конечных элементов : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Эртувханов Марат Зайнулабидович ; ФГБОУ ВО "Российский университет медицины" Министерства Здравоохранения Российской Федерации – Москва, 2023. – 24 с.

149. 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.

150. Эффективность прямой композитной реставрации зубов при применении различных алгоритмов комплексного лечения пациентов с абфракционными дефектами / А. Б. Шашмурина, Е. И. Гладаревская, Н. А. Бунакова, А. И. Николаев // Прикладные информационные аспекты медицины. – 2023. – Т. 26, № 4. – С. 18-25.

151. 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.

152. Ярошенко, Н. Н. Оптимизация диагностики и эндодонтического лечения зубов с с-образной системой корневых каналов : специальность 3.1.7 "Стоматология" : автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Ярошенко Николай Николаевич; ФГБОУ ВО "Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского" Министерства здравоохранения Российской Федерации – Саратов, 2023. – 28 с.

153. A critical analysis of research methods and experimental models to study the load capacity and clinical behaviour of the root filled teeth / R. Ordinola-Zapata, F.

Lin, S. Nagarkar, J. Perdigão // *International Endodontic Journal*. – 2022. – Vol. 55. – P. 471-494. doi: 10.1111/iej.13722.

154. A robotic chewing simulator supplying six-axis mandibular motion, high occlusal force, and a saliva environment for denture tests / W. Qin, M. Cong, D. Liu, X. Ren // *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. – 2021. – Vol. 235. – №. 7. – P. 751-761. doi: 10.1177/09544119211005601.

155. Airsang A. Effect of pulpal floor perforation repair on biomechanical response of mandibular molar: A finite element analysis / A. Airsang, M. S. Adarsha, N. Meena, [et al.] // *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*. – 2021. – Vol. 24. – №. 5. – P. 502-507. doi: 10.4103/jcd.jcd_287_21.

156. An Umbrella Review of Systematic Reviews and Meta-Analyses Evaluating the Success Rate of Prosthetic Restorations on Endodontically Treated Teeth / A. Fathi, B. Ebadian, S.N. Dezaki [et al.] // *International Journal of Dentistry*. – 2022. – Vol. 2022. – №. 1. – P. 4748291. doi: 10.1155/2022/4748291.

157. Andreeva, S. N. Scientific justification of the choice of a root pin tab model for multi-root teeth / S. N. Andreeva, M. Z. Ertuvkhanov // *Scientific research of the SCO countries: synergy and integration*. – 2023. – P. 140-144.

158. Aparna, J. Polyether ether ketone–As an alternative biomaterial for metal richmond crown-3-dimensional finite element analysis / J. Aparna, S. Maiti, P. Jessy // *Journal of Conservative Dentistry*. – 2021. – Vol. 24. – №. 6. – P. 553-557. doi: 10.4103/jcd.jcd_638_20.

159. Avucalmaz Bastug, B. Effect of different restorative approaches and broken instrument removal techniques on the fracture resistance of root canal-treated teeth: an in vitro study / B. Avucalmaz Bastug, D. A. Bozkurt // *Odontology*. – 2026. – P. 1-12. doi: 10.1007/s10266-026-01338-y.

160. Banomyong, D. Clinical Recommendation for Coronal Restoration of Endodontically Treated Teeth: Direct Resin Composite or Crown/Onlay? / D.

Banomyong, O. Chailert // Thai Endodontic Journal. – 2023. – Vol. 2. – №. 1. – P. 29-40.

161. Biomechanical behavior and life span of maxillary molar according to the access preparation and pericervical dentin preservation: finite element analysis / N. N. Nawar, M. Kataia, N. Omar [et al.] // Journal of Endodontics. – 2022. – Vol. 48. – №. 7. – P. 902-908. doi: 10.1016/j.joen.2022.03.013.

162. Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Abutment Teeth with Periapical Lesions: A 3D Finite Element Analysis. / Ö. Kırmalı, A. Zeynallı, T. Akar, H. K. Celik // European Journal of Dentistry. – 2026. doi: 10.1055/s-0045-1814774. Epub ahead of print. PMID: 41643724.

163. Biomechanical behavior of endodontically treated premolar teeth restored with novel endocrown system: 3D Finite Element and Weibull analyses A. Shams, A. A. Sakrana, S. A. Abo El-Farag // Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. – 2021. – Vol. 124. – P. 104853. doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104853.

164. Biomechanical behavior of maxillary premolars with non-carious cervical lesions: influence of minimally invasive endodontic access and restoration protocols / F. C. Lopes-Olhê, H. Cristina de Assis, G. Creazzo [et al.] // Journal of Endodontics. – 2025. – Vol. 51(12). –P. 1783-1792. doi: 10.1016/j.joen.2025.07.019.

165. Biomechanical Behaviour of Simulated External Cervical Resorption Lesions With Varying 3D Extent Before and After Restoration: Finite Element Analysis Study / M. Machiwal, R. R. Nawal, S. Yadav [et al.] // Australian Endodontic Journal. – 2025. doi: 10.1111/aej.70017. Epub ahead of print. PMID: 40898771.

166. Biomechanical evaluation of stress-strain condition of restorative ceramic pin structures and dental roots / M. I. Sadykov, A. M. Nesterov, D. A. Domenyuk [et al.] // Archiv EuroMedica. – 2020. – Vol. 10. – №. 2. – P. 115. doi: 10.35630/2199-885X/2020/10/2.29

167. Biomechanical influence of residual lateral wall thickness and resin reinforcement on the performance of endocrowns in premolars / Z. Zheng, W. Li, X. Yan

// Dental Materials. – 2025. – №. 41(12). – P. 1500-1507. doi: 10.1016/j.dental.2025.08.008.

168. Biomechanical perspectives on dentine cracks and fractures: Implications in their clinical management / S. Chen, D. Arola, D. Ricucci [et al.] // Journal of Dentistry. – 2023. – Vol. 130. – P. 104424. doi: 10.1016/j.jdent.2023.104424.

169. Chotvorarak, K. Retrospective study of fracture survival in endodontically treated molars: the effect of single-unit crowns versus direct-resin composite restorations / K. Chotvorarak, W. Suksaphar, D. Banomyong // Restorative Dentistry & Endodontics. – 2021. – Vol. 46. – №. 2. – P. 1-11. doi: 10.5395/rde.2021.46.e29.

170. Clinical Performance of Endocrowns in Molars: A Scoping Review / A. Kontakou Zoniou, K. Tzimas, E. Pappa, C. Rahiotis // Medicina. – 2025. – Vol. 61. – №. 9. – P. 1562. doi: 10.3390/medicina61091562.

171. Comparative Analysis of Post-Endodontic Restoration Designs on Fracture Resistance in Endodontically Treated Premolars. / P. A. Karni, S. Malhotra, D. Kumari [et al.] // European Journal of Prosthodontics & Restorative Dentistry. – 2026. – Vol. 34. – №. 1. – P. 97. doi: 10.1922/EJPRD_2865Karni30

172. Comparative Evaluation of Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with three Different Materials / S. Balagopal, V. James, M. Anisha Sebatni [et al.] // International Journal of Medical Science And Diagnosis Research. – 2023. – Vol. 7. – №. 1. – P. 11-15. DOI:https://doi.org/10.32553/ijmsdr.v7i1.969.

173. Comparison of the survival rate against fracture of endodontically treated premolars with exposed cervical lesions restored with crowns and resin composites: a retrospective study / K. Kaewchomphoo, D. Banomyong, Y. Ngoenwiwatkul, P. Pumpaluk // European endodontic journal. – 2022. – Vol. 7. – №. 1. – P. 27. doi: 10.14744/eej.2021.21939.

174. Dejsuvan, S. Nanohardness and elastic modulus properties of enamel and dentin of primary molars in vitro, in people with various caries experiences, using a nano-

indentation technique / S. Dejsuvan, V. Sirimaharaj, S. Wanachantararak // Faculty of Dentistry, Chiang Mai University. – 2021. – Vol. 42. – №. 1. – P. 93-100.

175. Detection of artificially induced vertical root fractures of different widths by cone beam computed tomography in vitro and in vivo / I. M. Makeeva, S. F. Byakova, N. E. Novozhilova [et al.] // International endodontic journal. – 2016. – Vol. 49. – №. 10. – P. 980-989. doi: 10.1111/iej.12549.

176. Determination of stress distribution on periodontal ligament and alveolar bone by various tooth movements – A 3D FEM study / M. Gupta, K. Madhok, R. Kulshrestha [et al.] // Journal of oral biology and craniofacial research. – 2020. – Vol. 10. – №. 4. – P. 758-763. doi: 10.1016/j.jobcr.2020.10.011.

177. Distribution of temporomandibular disorders among sleep bruxers and non-bruxers—a polysomnographic study / M. Wieckiewicz, J. Smardz, H. Martynowicz [et al.] // Journal of oral rehabilitation. – 2020. – Vol. 47. – №. 7. – P. 820-826. doi: 10.1111/joor.12955.

178. Dorado S. Biomechanical modelling for tooth survival studies: mechanical properties, loads and boundary conditions—a narrative review / S. Dorado, A. Arias, J. R. Jimenez-Octavio // Materials. – 2022. – Vol. 15. – №. 21. – P. 7852. doi: 10.3390/ma15217852.

179. Effect of Facet Inclination and Location on TMJ Loading during Bruxism: An in-Silico Study / B. Sagl, M. Schmid-Schwap, E. Piehslinger [et al.] // Journal of advanced research. – 2022. – Vol. 35. – P. 25–32. doi: 10.1016/j.jare.2021.04.009.

180. Effect of intraradicular fiber post on the fracture resistance of endodontically treated and restored anterior teeth: A systematic review and meta-analysis / A. L. B. Jurema, A. T. Filgueiras, K. A. Santosv [et al.] // The Journal of prosthetic dentistry. – 2022. – Vol. 128. – №. 1. – P. 13-24. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.12.013.

181. Effect of luting materials, presence of tooth preparation, and functional loading on stress distribution on ceramic laminate veneers: A finite element analysis / G. F. Bragança, J. D. Mazão, A. Versluis, C. J. Soares // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2021. – Vol. 125. – №. 5. – P. 778-787. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.02.005.

182. Effect of proximal caries-driven access on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars / N. N. Nawar, R. A. Abdelfattah, M. Kataia [et al.] // Journal of Endodontics. – 2023. – Vol. 49. – №. 10. – P. 1337-1343. doi: 10.1016/j.joen.2023.07.022.
183. Emodi-Perlman, A. One year into the COVID-19 pandemic—temporomandibular disorders and bruxism: what we have learned and what we can do to improve our manner of treatment / A. Emodi-Perlman, I. Eli // Dental and Medical Problems. – 2021. – Vol. 58. – №. 2. – P. 215-218. doi: 10.17219/dmp/132896.
184. Enhancing Fracture Resistance by Customizing Glass Fiber Posts in Endodontically Treated Teeth: Protocol for a Systematic Review. / S. Damle, M. Chandak, U. Shirbhate, P. Bajaj // JMIR Research Protocols. – Vol. 15 – №. 1. – P. 76027. doi: 10.2196/76027.
185. Ertuvkhanov, M. Z. Criteria for choosing the shape of the root pin tab in the teeth of the chewing group based on the analysis of the stress-strain state / M. Z. Ertuvkhanov, S. N. Andreeva, A. A. Smerdov // Science. Education. Practice : Proceedings of the International Science Conference, Delhi, 08 апреля 2023 года. – Delhi: Инфинити, 2023. – P. 63-66.
186. Evaluation of Biomechanical Stability of Teeth Tissue According to Crown Materials: A Three-Dimensional Finite Element Analysis / Y. Yoon, M. J. Lee, I. Kang, S. Oh // Materials. – 2023. – Vol. 16. – №. 13. – P. 4756. doi: 10.3390/ma16134756.
187. Fatigue analysis of restored teeth longitudinally cracked under cyclic loading / F. Lin, R. Ordinola-Zapata, N. Ye [et al.] // Dental Materials. – 2022. – Vol. 38. – №. 1. – P. 204-213. doi: 10.1016/j.dental.2021.12.005.
188. Fatigue behavior of endodontically treated maxillary premolars with MOD defects under different minimally invasive restorations / Y. Chen, D. Chen, H. Ding [et al.] // Clinical Oral Investigations. – 2022. – Vol. 26. – №. 1. – P. 197-206. doi: 10.1007/s00784-021-03991-9.

189. Fatigue Performance and Stress Distribution of Endodontically Treated Premolars Restored with Direct Bulk-fill Resin Composites / D. Chen, Y. Chen, Y. Pan [et al.] // Journal of Adhesive Dentistry. – 2021. – Vol. 23. – №. 1. – P. 67-75. doi: 10.3290/j.jad.b906631.
190. Fatigue survival rate of different core and veneer designs for anterior all-ceramic crowns / A. B. G. de Carvalho, G. S. de Andrade, K. S. Dapieve [et al.] // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2026. – P. 107389. doi: 10.1016/j.jmbbm.2026.107389.
191. Finite Element Analysis in Polymer-Based Adhesive Dental Restorations: A Narrative Review on Material Behavior, Methodological Validity, and Clinical Relevance / A. Aliberti, M. Caggiano, M. Piscopo [et al.] // Polymers. – 2026. – Vol. 18. – №. 5. – P. 580. doi: 10.3390/polym18050580.
192. Finite element and in vitro study on biomechanical behavior of endodontically treated premolars restored with direct or indirect composite restorations / T. Maravić, A. Comba, C. Mazzitelli [et al.] // Scientific Reports. – 2022. – Vol. 12. – №. 1. – P. 12671. doi: 10.1038/s41598-022-16480-0.
193. Fracture behaviors of maxillary central incisors with flared root canals restored with CAD/CAM integrated glass fiber post-and-core / J. Pang, C. Feng, X. Zhu [et al.] // Dental materials journal. – 2019. – Vol. 38. – №. 1. – P. 114-119. doi: 10.4012/dmj.2017-394.
194. Fracture strength and stress distribution in premolars restored with cast post-and-cores or glass-fiber posts considering the influence of ferule / A. Bacchi, R. A. Caldas, D. Schmidt [et al.] // BioMed research international. – 2019. – Vol. 2019. – №. 1. – P. 2196519. doi: 10.1155/2019/2196519.
195. Haupt, F. Risk factors for and clinical presentations indicative of vertical root fracture in endodontically treated teeth: A systematic review and meta-analysis / F. Haupt, A. Wiegand, P. Kanzow // Journal of Endodontics. – 2023. – Vol. 49. – №. 8. – P. 940-952. doi: 10.1016/j.joen.2023.06.004.

196. How periapical lesion size affects stress distribution in endodontically treated maxillary incisors: a finite element analysis / I. Karaoglu, K. Er, A. Kustarci [et al.] // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2025. – P.1–14. Advance online publication. doi: 10.1080/10255842.2025.2609654
197. Ibrahim, H. F. Qualitative and quantitative assessment of the potential effect of cigarette smoking on enamel of human smokers' teeth / H. F. Ibrahim, G. S. Hassan // *Archives of Oral Biology*. – 2021. – Vol. 121. – P. 104953. doi: 10.1016/j.archoralbio.2020.104953.
198. Influence of apical root resection level and filling technique on the fracture resistance of endodontically treated teeth: a biomechanical study. / G. Pauletto, S.F. de Pellegrin, Y. Padoin [et al.] // *Odontology*. – 2025. doi: 10.1007/s10266-025-01185-3. Epub ahead of print. PMID: 40879932.
199. Influence of margin design and restorative material on the stress distribution of endocrowns: a 3D finite element analysis / Z. Zheng, J. Sun, L. Jiang [et al.] // *BMC Oral Health*. – 2022. – Vol. 22. – №. 1. – P. 30. doi: 10.1186/s12903-022-02063-y.
200. Influence of restorative material and cement on the stress distribution of endocrowns: 3D finite element analysis / J. He, Z. Zheng, M. Wu [et al.] // *BMC Oral Health*. – 2021. – Vol. 21. – P. 1-9. doi: 10.1186/s12903-021-01865-w.
201. Irudhayam, S. J. Dental implant biomaterials, design and importance of FEA—A brief review / S. J. Irudhayam, V. Hariram // *Materials Today: Proceedings* – 2021. – Vol. 12. – №. 1. – P.2214.
202. Küçük, Ö. Strengthening effect of different fiber placement designs on root canal treated and bleached premolars / Ö. Küçük, A. D. Keçeci // *Odontology*. – 2021. – Vol. 109. – №. 2. – P. 349-357. doi: 10.1007/s10266-020-00549-1.
203. Lee, C. H. J. Gender and age group modified association of dental health indicators with total occlusal force among Korean elders / C. H. J. Lee, H. Vu, H. D. Kim // *BMC Oral Health*. – 2021. – Vol. 21. – P. 1-11. doi: 10.1186/s12903-021-01928-y.

204. Lee, S. K. Y. The effect of patient specific factors on occlusal forces generated: best evidence consensus statement / S. K. Y. Lee, T. J. Salinas, J. P. Wiens // Journal of Prosthodontics. – 2021. – Vol. 30. – №. S1. – P. 52-60. doi: 10.1111/jopr.13334.
205. Modelling of stress distribution and fracture in dental occlusal fissures / B. Wan, M. Shahmoradi, Z. Zhang [et al.] // Scientific reports. – 2019. – Vol. 9. – №. 1. – P. 4682. doi: 10.1038/s41598-019-41304-z.
206. Nahar, R. Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns - A finite element analysis / R. Nahar, S. K. Mishra, R. Chowdhary // Journal of oral biology and craniofacial research. – 2020. – Vol. 10. – №. 4. – P. 719-726. doi: 10.1016/j.jobcr.2020.10.004.
207. O'Brien, W. J., PHD. Values of physical and mechanical properties. Dental materials and selection. Second edition. / W. J. O'Brien ; – Illinois : Quintessence Pub. Co. Inc., 1997. – 503 p.
208. Occlusal stress distribution and remaining crack propagation of a cracked tooth treated with different materials and designs: 3D finite element analysis / S. Y. Kim, B. S. Kim, H. Kim, S. Y. Cho [et al.] // Dental materials. – 2021. – Vol. 37. – №. 4. – P. 731-740. doi: 10.1016/j.dental.2021.01.020
209. Ortún-Terrazas, J. In Silico Study of Cuspid' Periodontal Ligament Damage under Parafunctional and Traumatic Conditions of Whole-Mouth Occlusions. A Patient-Specific Evaluation / J. Ortún-Terrazas, J. Cegoñino, A. Pérez Del Palomar // Computer methods and programs in biomedicine. – 2020. – Vol. 184. – P. 105107. doi: 10.1016/j.cmpb.2019.105107.
210. Oyen, M. L. Handbook of nanoindentation: with biological applications / M. L. Oyen ; – Boca Raton : CRC Press, 2019. – 357 p. – ISBN-13: 978-981-4241-89-2
211. Present status and future directions: the restoration of root filled teeth / F. Mannocci, K. Bitter, S. Sauro [et al.] // International Endodontic Journal. – 2022. – Vol. 55. – P. 1059-1084. doi: 10.1111/iej.13796.

212. Pryles, R. L. Preventive Endodontics: Mitigating Crack Development and Tooth Loss / R. L. Pryles, B. Blicher, A. H. Gluskin // Journal of Endodontics. – 2025. – 52(3). – P. 353-358. doi: 10.1016/j.joen.2025.11.008.
213. Rationale for the preservation of vital pulp in the use of fixed dentures in the experiment / A. V. Sevbitov, S. I. Zhadko, A. E. Dorofeev [et al.] // Opcion. – 2020. – Vol. 36. – №. S26. – P. 953-968.
214. Rehabilitation of severely-destructed endodontically treated premolar teeth with novel endocrown system: biomechanical behavior assessment through 3D finite element and in vitro analyses / A. Shams, M. Elsherbini, A. A. Elsherbiny [et al.] // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2022. – Vol. 126. – P. 105031. doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.105031.
215. Relationship between Craniofacial Skeletal Patterns and the Prevalence of Toot Fractures / J. Jeong, L. Kim, S. Kim [et al.] // Journal of Endodontics – 2025. – Vol. 51. – №. 12. – P. 1735-1743. doi: 10.1016/j.joen.2025.08.013.
216. Resistance Fracture of Minimally Prepared Endocrowns Made by Three Types of Restorative Materials: A 3D Finite Element Analysis / Q. Meng, Y. Zhang, D. Chi [et al.] // Journal of materials science. Materials in medicine. – 2021. – Vol. 32. – P. 137. doi: 10.1007/s10856-021-06610-x.
217. Sagsoz, O. Biomechanical Evaluation of CAD/CAM Inlay Restorations Through Experimental Flexural Strength Testing and Finite Element Analysis / O. Sagsoz, M. Yildiz, H. Ghahramanzadeh Asl // Journal of Functional Biomaterials. – 2026. – Vol. 17. – №. 3. – P. 123. doi: 10.3390/jfb17030123
218. Sano, M. Evaluation of Occlusal Force and Masticatory Performance in Elderly Adults with Natural Dentition Unaffected by Occlusal Support / M. Sano, H. Shiga // Journal of oral science. – 2021. – Vol. 63. – P. 145–147. doi: 10.2334/josnurd.20-0549.
219. Sender, R. S. The biomechanics of tooth strength: testing the utility of simple models for predicting fracture in geometrically complex teeth / R. S. Sender, D.

S. Strait // *Journal of the Royal Society Interface*. – 2023. – Vol. 20. – №. 203. – P. 20230195. doi: 10.1098/rsif.2023.0195.

220. Shams, A. Fracture behavior of endodontically treated premolar teeth restored with different lithium silicate-based endocrown restorations / A. Shams, M.A. Abdelshafi, M.T. Salem // *BMC Oral Health*. – 2025. – Vol. 25(1). – P. 1809. doi: 10.1186/s12903-025-07149-x

221. Stress distribution of esthetic posts in the restored maxillary central incisor: Three-dimensional finite-element analysis / S. Jafari, M. Alihemmati, A.J. Ghomi [et al.] // *Dental Research Journal*. – 2021. – Vol. 18. – №. 1. – P. 10.

222. Substantial regional differences in the biomechanical behavior of molar treated with selective caries tissue removal technique: A finite element study / D. Weimann, A. Morgenthal, F. Schwendicke // *Dental Materials*. – 2021. – Vol. 37. – №. 3. – P. 162-175. doi: 10.1016/j.dental.2020.11.008.

223. Survival rates of unrestorable fracture of endodontically treated anterior teeth restored with resin composites or crowns: a retrospective cohort study / P. Phengudom, D. Banomyong, T. Jirathanyanatt [et al.] // *Iranian Endodontic Journal*. – 2021. – Vol. 16. – №. 3. – P. 176. doi: 10.22037/iej.v16i3.30646.

224. Taking a stab at modelling canine tooth biomechanics in mammalian carnivores with beam theory and finite-element analysis / T. I. Pollock, O. Panagiotopoulou, D. P. Hocking, A. R. Evans // *Royal Society Open Science*. – 2022. – Vol. 9. – №. 10. – P. 220701. doi: 10.1098/rsos.220701.

225. The influence of dental cavity on biomechanical stress and strain distribution: A finite element analysis / A. Widyastuti, D. N. Ratih, W. Siswomihardjo, I. G. B. B. Dharma // *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*. – 2026. – Vol. 29(2). – P. 145-149. doi: 10.4103/JCDE.JCDE_991_25.

226. The Influence of Food Hardness on the Physiological Parameters of Mastication: A Systematic Review / I. Tonni, G. Riccardi, M. G. Piancino [et al.] // *Archives of oral biology*. – 2020. – Vol. 120. – P. 104903. doi: 10.1016/j.archoralbio.2020.104903.

227. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in a tooth restored with full coverage machined polymer crown / A. U. Y. Syed, D. Rokaya, S. Shahrbafe, N. Martin // *Applied Sciences*. – 2021. – Vol. 11. – №. 3. – P. 1220. doi: 10.3390/app11031220
228. Wan, B. Biomechanical evaluation of maxillary central incisors after regenerative endodontic treatment: an Extended Finite Element Analysis / B. Wan, M. V. Swain, B. Kahler // *Journal of Endodontics*. – 2025. doi: 10.1016/j.joen.2025.11.012. Epub ahead of print. PMID: 41276247.
229. Yilmaz, E. Ç. Chewing simulation parameters and mechanical properties of composites as used in dental bio-materials / E. Ç. Yilmaz // *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion*. – 2021. – Vol. 7. – №. 3. – P. 91. doi: 10.1177/09544119251386242.
230. Zhang, K. Experimental study on mechanical properties and pore structure deterioration of concrete under freeze–thaw cycles / K. Zhang, J. Zhou, Z. Yin // *Materials*. – 2021. – Vol. 14. – №. 21. – P. 6568. doi: 10.3390/ma14216568.